

Die Auswirkung des Tragens von Rumpfbandagen auf die Aktivität der
Rumpfmuskulatur während Lokomotion

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Friederike Johanna Maria Niemeyer
geboren am 30.04.1990 in State College, PA, USA**

Gutachter:

- 1. PD Dr. Christoph Anders, Jena**
- 2. Prof. Dr. Frank Richter, Jena**
- 3. Prof. Dr. Alwin Luttmann, Dortmund**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04.10.2016

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	3
2.1 Muskulatur.....	3
2.1.1 Grundlagen	3
2.1.2 Muskelphysiologie.....	4
2.2 Thematischer Zusammenhang – Rückenschmerz	6
2.2.1 Motivation.....	6
2.2.2 Bandagen	8
2.3 Elektromyographie	10
2.3.1 Oberflächen-EMG	10
2.4 Ziele der Arbeit.....	14
3. Methodik.....	16
3.1 Probanden.....	16
3.2 Untersuchungen.....	17
3.2.1 Untersuchungsmaterialien	17
3.2.2 Untersuchungsvorbereitung.....	18
3.2.3 Untersuchungsablauf	21
3.3 Datenaufzeichnung	23
3.4 Datenverarbeitung	23
3.4.1 Allgemeine Datenverarbeitung	23
3.4.2 Elimination der elektrischen Herzaktivität	24
3.4.3 Dynamische Daten.....	25
3.5 Datenanalyse.....	25
3.5.1 Auswerteparameter	25
3.6 Statistische Untersuchungen.....	28
3.6.1 ANOVA.....	28
3.6.2 Zeitunabhängige Daten.....	29
3.6.3 Zeitabhängige Daten.....	29
4. Ergebnisse.....	31
4.1 Zeitunabhängige Daten.....	31
4.1.1 ANOVA.....	31
4.1.2 Einfluss der Untersuchungssituation	36
4.2 Zeitabhängige Daten.....	47
4.2.1 Aktivitätscharakteristik bei Veränderung der Untersuchungs- situation	47
4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse	67

5. Diskussion.....	69
5.1 Diskussion der Hypothesen	71
6. Schlussfolgerungen	77
7. Literaturverzeichnis	79
8. Anhang.....	87
8.1 Untersuchungsprotokoll	87
8.2 Probandenaufklärung.....	94
8.3 Einverständniserklärung	96
8.4 Danksagung	97
8.5 Ehrenwörtliche Erklärung	98

Abkürzungsverzeichnis

ADP	Adenosindiphosphat
A/D	analog-digital
Ag	Silber
AgCl	Silberchlorid
ANOVA	Varianzanalyse (engl.: <i>analysis of variance</i>)
ATP	Adenosintriphosphat
Bit	Binäre Einheit (engl.: <i>binary digit</i>)
BMI	engl.: <i>body mass index</i>
Ca	Calcium
Cl	Chlorid
cm	Zentimeter
CURS	chronisch unspezifischer Rückenschmerz
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
ES	Musculus erector spinae
f	Frequenz
FDR	engl.: <i>false discovery rate</i>
GKV	Gesetzliche Krankenversicherung
Hz	Hertz
ICO	Musculus iliocostalis
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
L1-5	Lendenwirbel 1-5
LBP	engl.: <i>low back pain</i> (unspezifischer, tiefsitzender Rückenschmerz)

LO	Musculus longissimus
M.	Muskel (lat.: <i>musculus</i>)
Max.	Maximum
Min.	Minimum
MF	Musculus multifidus
µm	Mikrometer
ms	Millisekunde
m/s	Meter pro Sekunde
MU	motorische Einheit (engl.: <i>motor unit</i>)
MUAP	engl.: <i>motor unit action potential</i> (Summenpotential)
mV	Millivolt
µV	Mikrovolt
MW	Mittelwert
n	Anzahl
NEMG	Nadel-Elektromyographie
OE	Musculus obliquus externus
OEMG	Oberflächenelektromyographie
OI	Musculus obliquus internus
oQ	oberes Quartil
P	Phosphat
RA	Musculus rectus abdominis
RMS	engl.: <i>root mean square</i>
SD	Standardabweichung
SIAS	Spina ilica anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior

SENIAM	<i>engl.: surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles</i>
SPSS	Marke der Firma IBM für Statistiksoftware
ToM	<i>engl.: tower of measurement</i>
U1-3	Untersuchungssituationen 1-3
uQ	unteres Quartil

1. Zusammenfassung

Chronisch unspezifischer Rückenschmerz zählt mit einer Lebenszeitprävalenz von bis zu 84 % und jährlichen Kosten für das Gesundheitssystem von bis zu 22 Milliarden Euro zu den häufigsten und kostenträchtigsten Krankheiten in Deutschland. Aufgrund seines unspezifischen Charakters werden die Ursachen kontrovers diskutiert und zahlreiche Therapiekonzepte verfolgt. Für die Entstehung von Rückenschmerz wird eine veränderte Muskelaktivierung als Auslöser vermutet, sowohl in Form einer Dekonditionierung wie auch in einer Überlastung der Muskulatur. Die Therapieansätze sind vielseitig, unter anderem kommen rumpfstabilisierende Bandagen zum Einsatz, obwohl divergierende Studienergebnisse immer wieder Zweifel über den Nutzen dieses Behandlungsprinzips laut werden lassen.

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss des Tragens von Rumpfbandagen auf die muskuläre Aktivität mit Hilfe von Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) zu untersuchen. Die Hauptfragestellung war dabei, ob es durch das Tragen der Rumpfbandage zu systematischen Veränderungen der Muskelaktivität während des Gehens kommt. Zur Beantwortung dieser Frage wurden 42 gesunde Probanden, 22 weibliche und 20 männliche, mit einem mittleren Alter von $25,6 \pm 7,2$ Jahren beim Gehen unter standardisierten, alltagsnahen Bedingungen auf dem Laufband untersucht. Die Muskelaktivität von sechs paarigen – drei abdominalen sowie drei dorsalen – Rumpfmuskeln wurde mittels OEMG bei fünf verschiedenen Gehgeschwindigkeiten (2 km/h bis 6 km/h) aufgezeichnet. Die Messungen erfolgten zu drei aufeinanderfolgenden Untersuchungszeitpunkten: ohne Tragen der Bandage (Untersuchungssituation 1, U1), unmittelbar nach Anlegen der Bandage (U2) sowie nach einer dreistündigen Tragedauer der Bandage (U3). Die Daten wurden sowohl als zeitunabhängige Werte als auch in Form von Zeitverlaufskurven betrachtet.

Für alle untersuchten Muskeln konnte ein Einfluss des Tragens der Bandage auf die Amplitudenwerte, als Maß für die Muskelaktivität, gezeigt werden. Die Amplitudenwerte wurden insbesondere für die Bauchmuskeln deutlich verringert, nach dreistündiger Tragedauer zeigte sich dieser Effekt erneut. Die Rückenmuskulatur reagierte uneinheitlich; der Effekt der Bandage wurde nach dreistündiger Tragedauer sogar teilweise invertiert. Die relativen Amplitudenanteile zeigten eine grundsätzliche Zunahme des Anteils der

Rückenmuskulatur an der Gesamtaktivität. Diese Änderungen waren jedoch von geringem Ausmaß.

Die relative Schwankungsbreite der OEMG-Amplituden unterlag ebenfalls dem Einfluss der Bandage. Während des Gehens auf dem Laufband kam es zu einer Zunahme der Phasizität bei nahezu allen untersuchten Rückenmuskeln. Die Amplitudenverlaufskurven, bezogen auf den normierten Schritt, zeigen eine signifikante Amplitudenabnahme der schrägen Bauchmuskeln ohne Veränderung der muskulären Koordinationsmuster. Dieser Effekt nahm jedoch mit zunehmender Gehgeschwindigkeit ab. Für die Rückenmuskeln zeigten die Koordinationsmuster, insbesondere bei niedrigen bis mittleren Gehgeschwindigkeiten, signifikante Veränderungen. Es kam zu einer Verstärkung und Verlängerung der Amplitudentäler, welche die beobachtete Erhöhung der Phasizität erklären.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die bandagenkritischen Therapieansätze nicht bestätigt werden konnten. Hingegen zeigte sich bei einigen Untersuchungssituationen ein als positiv zu bewertender Effekt auf die Aktivitätscharakteristik der Rumpfmuskulatur.

2. Einleitung

2.1 Muskulatur

2.1.1 Grundlagen

Die Muskulatur (lat.: *musculus*) und der Sehnenapparat bilden die aktiven Bestandteile des Bewegungssystems (Panjabi 1992). Sowohl bei Bewegung als auch in Ruhe spielen sie eine entscheidende Rolle für die Stabilität und aufrechte Haltung des Körpers. Je nach Trainingszustand macht die Muskulatur etwa 40 % der menschlichen Körpermasse aus und ist damit das schwerste Organ des Körpers (Schmidt und Thews 2007). Die menschliche Muskulatur lässt sich in drei Untergruppen einteilen: Skelettmuskulatur, Herzmuskulatur sowie glatte Muskulatur. Skelett- und Herzmuskulatur zeigen eine lichtmikroskopisch sichtbare Querstreifung und werden, trotz ihrer unterschiedlichen Eigenschaften, als quergestreifte Muskulatur zusammengefasst und der nicht-quergestreiften, glatten Muskulatur gegenübergestellt. Die Querstreifung wird durch Sarkomere hervorgerufen, das sind funktionelle Einheiten mit einer regelmäßigen Anordnung von Aktin- und Myosinfilamenten. (Lüllmann-Rauch 2009) Die vorliegende Dissertation beschäftigt sich mit der Analyse der Erregungsmuster von Skelettmuskulatur, sodass im Weiteren von Betrachtungen anderer Muskeltypen abgesehen wird.

Muskelgewebe ist zu aktiver Verkürzung (Kontraktion) fähig und ermöglicht dadurch Bewegungen innerer und äußerer Strukturen. Die Muskulatur hat dabei auf unterschiedlichen Wegen einen Einfluss auf den Muskeltonus: Zum einen wirkt sie passiv aufgrund der Eigenspannung des Muskelgewebes und zum anderen aktiv durch den Aktin-Myosin-Komplex. Nicht nur bei Bewegungen spielt die Muskulatur eine Rolle, auch im Ruhezustand erzeugen der Basistonus der Muskulatur (aktiv) sowie das Muskelbindegewebe (passiv) mechanische Kräfte (Klein 2004).

Die Muskeltätigkeit wird durch das somatische Nervensystem gesteuert, welches sowohl die Bewegungsrichtung als auch die Muskelkraft über Alpha-Motoneurone präzise zu regulieren vermag.

2.1.2 Muskelphysiologie

Voraussetzung für die aktive Kontraktion des Muskelgewebes sind Veränderungen des elektrischen Potentials. Diese elektrische Aktivität ist Folge von Ionentransportprozessen durch die Zellmembranen der Muskelzellen während einer Muskelkontraktion und kann beispielsweise mittels Elektromyographie (EMG) gemessen werden. Da in der vorliegenden Studie elektrische Potentialveränderungen betrachtet wurden, erfolgte keine weitere Beschreibung der biochemischen Transportprozesse. Eine Beschreibung des biochemischen Ablaufs einer Muskelkontraktion ist in (Klinke 2010) zusammengefasst.

Ein Zellverband aus mehreren Muskelzellen der Skelettmuskulatur wird als Muskelfasern bezeichnet. Diese entstehen bei der Fusion einkerniger Zellen (Myoblasten) zu langen, vielkernigen Myotuben, die anschließend zu Muskelfasern ausdifferenzieren. Einzelne einkernige, schmale Zellen bleiben als Satellitenzellen erhalten und ermöglichen aufgrund ihres Stammzellcharakters lebenslange Teilungsfähigkeit und die Neubildung von Muskelfasern bei Verletzungen (Klinke 2010). Muskelfasern haben in der Regel einen Durchmesser von 20-100 μm und eine Länge von bis zu 10 cm. Sie stellen die kleinste, für die Kontraktion verantwortliche Einheit eines Muskels dar und erstrecken sich je nach Fiederungstyp teilweise über die gesamte Länge eines Muskels. Der kontraktile Apparat besteht aus den beiden Filamenten Aktin und Myosin, die gemeinsam mit weiteren Strukturkomponenten unter dem Überbegriff Sarkomer zusammengefasst werden.

Der Begriff elektromechanische Kopplung beschreibt die Vorgänge vom postsynaptischen Aktionspotential bis hin zur Kontraktion des Muskels. Nach der Depolarisation der Endplattenmembran breitet sich das Aktionspotential mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s entlang der Muskelfaser aus (Freiwald et al. 2007). Über verschiedene Röhrensysteme aus Membraneinfaltungen erreicht die elektrische Erregung das Faserinnere und führt zu einer intrazellulären Freisetzung von Calciumionen. Ausgelöst durch eine Erhöhung der zytosolischen Calciumkonzentration kommt es zu einer Kontraktion, welche aus einem krafterzeugenden Ineinandergleiten der beiden Filamente unter ATP-Verbrauch resultiert. Nach dieser Gleitfilamenttherorie gleiten die Myofilamente, ohne dabei ihre eigene Länge zu verändern, aneinander vorbei. Lediglich das Sarkomer verkürzt sich auf maximal 70 % seiner Ruhelänge von 2,2 μm . Die Summation der Verkürzung der einzelnen Sarkomere führt schließlich zu einer Verkürzung des gesamten Muskels.

Die Haltemuskulatur des Rückens verfügt über „langsame“ Myosinformen. Durch die bis zu 100-fach verzögerte Abdiffusion von ADP ist die Dauer des Kraftbeitrags im Verlauf eines Querbrückenzyklus ebenfalls bis zu 100-fach verlängert. Pro hydrolysiertem ATP Molekül kann also über einen längeren Zeitraum ein aktiver Kraftbeitrag aufrechterhalten werden und es resultiert eine hohe Halteökonomie. Anstelle einer Filamentverschiebung entwickelt sich eine Muskelkraft. (Klinke 2010)

Verantwortlich für die Steuerung der Kontraktion eines Muskels ist die Motorische Einheit (engl.: *motor unit*, kurz MU). Eine Motorische Einheit besteht aus einem Alphamotoneuron mit dem zugehörigen Axon und den von ihm innervierten Muskelfasern (Kukowski 2001). Der Begriff Einheit betont, dass sich alle Komponenten und insbesondere die Muskelfasern innerhalb einer Motorischen Einheit beim Kontraktionsprozess gleichartig verhalten (Konrad 2005).

Die Aktivierung der Motorischen Einheit eines Muskels erfolgt nach dem Alles-oder-Nichts-Prinzip (Basmajian und de Luca 1985). Bei intensiveren Belastungssituationen weist die Muskulatur zwei Mechanismen auf, um eine Zunahme der Kraftentfaltung zu realisieren. Einerseits werden bei geringer Belastung zunächst kleine Motoneurone und somit kleine Motorische Einheiten rekrutiert. Bei weiterer Kraftaufwendung werden zunehmend größere Motorische Einheiten mit größerer Kraftentwicklung aktiviert. Andererseits kann eine Steigerung der Kraft durch eine Steigerung der Entladungsfrequenz der bereits aktivierten Motoneurone erzielt werden (Dietz 1985). Hierbei kann die Frequenz von einem Minimum (5-7 Hz) auf Werte bis etwa 35-50 Hz bei maximaler isometrischer Kontraktion ansteigen. Große Muskeln bedienen sich im gesamten Bereich der Kraftentfaltung der Rekrutierung von Motorischen Einheiten und modulieren die Entladungsfrequenz erst im höheren Bereich der Gesamtkraft (Kukowski 2001).

Ein wichtiger Strukturbestandteil der Muskulatur ist ihre Gefäßversorgung. Für die Durchblutung eines Muskels spielt dabei die Form der Kontraktion eine entscheidende Rolle. Die muskelversorgenden Gefäße weisen einen geschlängelten Verlauf auf, sodass diese sich bei Bedarf der Längenänderung des Muskels anpassen können. Dies ermöglicht insbesondere bei Muskeldehnung eine ausreichende Perfusion. Durch Steigerung des Drucks im Muskelgewebe, etwa bei Kontraktion, kommt es zur Unterbrechung der Muskeldurchblutung. Kontrahiert ein Muskel mit nur 20 % seiner maximalen Kraft, ist die Perfusion bereits vermindert. Ab einer 50 %igen Kontraktion findet keine Durchblutung mehr statt (van den

Berg 2011). Dynamische Muskularbeit, ein Wechsel zwischen Kontraktion und Relaxation, ermöglicht auch bei großer Kraftentwicklung und hohem Sauerstoffbedarf eine ausreichende Perfusion.

2.2 Thematischer Zusammenhang – Rückenschmerz

2.2.1 Motivation

In der deutschsprachigen Literatur fehlt eine einheitliche Nomenklatur für die Beschreibung der Lokalisation von Krankheitsentitäten am Rücken. In Anlehnung an die Gesundheitsberichtserstattung des Bundes (Robert-Koch-Institut 2012) wird in dieser Arbeit der englische Begriff *low back*, unterer Rücken, verwendet. Der *low back pain* (LBP) steht für unspezifische, tiefsitzende Rücken- bzw. Kreuzschmerzen im Bereich „unterhalb des Rippenbogens und oberhalb der Gesäßfalte“ (Raspe 2012).

Erkrankungen des Muskel- und Skelettsystems zählen zu den häufigsten und kostenträchtigsten Krankheiten in Deutschland. Bezogen auf die Behandlungskosten rangieren sie unter allen Krankheitsgruppen an dritter Stelle (Robert-Koch-Institut 2006). Einen Teil dieser Krankheitsgruppe bildet, neben der Arthrose und Osteoporose, der chronisch unspezifische Rückenschmerz (CURS). Dieser äußert sich als Rückenschmerz, welcher ohne identifizierbare anatomische oder neurophysiologische Pathologien auftritt und nach einer Zeitspanne von 7-12 Wochen keine Remission zeigt. Abzugrenzen davon ist der spezifische Rückenschmerz mit nachweisbarer morphologischer Ursache, wie Bandscheibenherniationen, Spinalkanalstenose oder Entzündungen (Göbel 2001).

Rückenschmerzen sind neben Kopfschmerzen die häufigsten Schmerzprobleme, welche aufgrund von medizinischen, sozialen und psychischen Faktoren zu einer Langzeitbehinderung führen (Göbel 2001). Die Punktprävalenz für LBP liegt zwischen 12 % und 33 %, die Lebenszeitprävalenz zwischen 11 % und 84 % (Walker 2000). Der Bundes-Gesundheitssurvey 2003 ergab für mindestens drei Monate anhaltenden und sich nahezu täglich bemerkbar machenden chronischen Rückenschmerzen eine Prävalenz von 22 % (Frauen) bzw. 15 % (Männer) (Gesundheitsberichtserstattung des Bundes 2003).

Laut Gesundheitsberichtserstattung des Bundes von 2006 verursacht der „Kreuzschmerz“ direkte Kosten für medizinische Behandlung und ambulante sowie stationäre Rehabilitation

von etwa 9 Milliarden Euro pro Jahr (Statistisches Bundesamt 2010). Verschiedene Krankheitskostenstudien aus Schweden (Ekman et al. 2005) und Großbritannien (Maniadakis und Gray 2000) bestätigen diese volkswirtschaftliche Relevanz. Schätzungen zufolge werden jedoch lediglich 15 % für die primäre medizinische Behandlung aufgewendet, etwa 85 % der Gesamtkosten entstehen durch arbeits- und erwerbsunfähigkeitbedingten Produktivitätsausfall. Weiterhin besteht eine positive Korrelation zwischen Kreuzschmerz und psychischen Erkrankungen wie Depressionen und Angststörungen (Ritzwoller et al. 2006). Unter Einbeziehung dieser indirekten Kosten liegen die in Deutschland jährlich durch Rückenschmerz verursachten Kosten zwischen 16 und 22 Milliarden Euro (Schmidt 2005).

Als Ursache für den LBP werden verschiedene Faktoren diskutiert. Mehrere Untersuchungen deuten auf einen Zusammenhang zwischen einer Veränderung der Rumpfmuskulaturaktivität sowie -koordination und dem Auftreten von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen hin (Arendt-Nielsen et al. 1996, Hodges und Richardson 1999, Panjabi 2003, Anders et al. 2005, Lamothe et al. 2006). *Arendt-Nielsen* beschrieb 1996 beispielsweise bei Patienten mit LBP eine Aktivitätszunahme lumbaler Anteile des M. erector spinae während der Schwungphase beim Gehen (Arendt-Nielsen et al. 1996). In dieser Phase ist der Muskel physiologischerweise kaum aktiv. Untersuchungen zum Aktivierungsverhalten der Rumpfmuskulatur bei Rückenschmerzen wurden 2005 von *Anders* durchgeführt. Diese ergaben einen Zusammenhang zwischen einer erhöhten Aktivität der Rumpfmuskulatur sowie einer veränderten Muskelkoordination und dem Auftreten von CURS (Anders et al. 2005).

Desweiteren wird eine körperliche Inaktivität und die damit einhergehende Dekonditionierung als Ursache für die Entstehung von CURS diskutiert (Verbunt et al. 2010). Einerseits besagt die sog. *fear avoidance belief* oder Angst-Vermeidungs-Einstellung, dass es aufgrund spezifischer kognitiver Überzeugungen über den Zusammenhang von Belastung und Rückenschmerzen zu einem anhaltenden Bewegungsvermeidungsverhalten kommt, ein Beispiel ist eine Fehleinschätzung der Selbsteffizienz. Ein einmal entstandenes Vermeidungsverhalten ist ausgesprochen lösungsresistent und die Angst vor Schmerz lässt eine hohe Motivation zur generellen Vermeidung potenziell schmerzhafter Aktivitäten entstehen und erhöht somit die Gefahr einer Chronifizierung (Pfingsten et al. 1997). Andererseits kann eine Verminderung der muskulären Aktivität zu verschiedenen Symptomen und Krankheitsbildern beitragen: Insbesondere eine atrophische Veränderung der paraspinalen Muskulatur sollte in diesem Kontext näher beleuchtet werden. Verschiedene Autoren beobachten eine lokalisierte Atrophie des M. multifidus bei Patienten mit CURS (Danneels et

al. 2000, Barker et al. 2004). Der pathophysiologische Hintergrund für die Entstehung von Schmerzen bei atrophierter Muskulatur wird von *de Vries* zusammengefasst: Ein zunächst gesteigerter Aufwand der atrophierten Muskulatur für die Erbringung der gleichen Leistung wie gesunde Muskulatur führt zu einer gesteigerten elektrischen Aktivierung. Die damit einhergehende frühere Ermüdung des Muskels führt nunmehr zu kompensatorischen tonischen Krämpfen. Die daraus resultierende lokale Minderdurchblutung bedingt lokale Ischämien sowie eine Aktivierung von Nozizeptoren und triggert die Entstehung von Schmerz (De Vries 1968). In einem *review* von *Verbunt* aus dem Jahre 2010 wird der direkte Beitrag einer Atrophie der paravertebralen Muskulatur auf die Entstehung von LBP jedoch kritisch hinterfragt (Verbunt et al. 2010). *Ashmen* diskutierte 1996 die Entstehung von LBP bei Wettkampfsportlern, die sportartenbedingt eine hohe Frequenz an lumbalen Flexions- und Extensionsbewegungen durchführten. Sie kam zu dem Ergebnis, dass insbesondere das *force couple* M. erector spinae und die Abdominalmuskulatur als Rumpfstabilisatoren signifikante Defizite aufweisen (Ashmen et al. 1996). Die Frage, ob der Rückenschmerz die Ursache oder der Effekt von Fehlkoordination ist, konnte bisher nicht abschließend geklärt werden.

2.2.2 Bandagen

Bandagen gehören zur Gruppe orthopädietechnischer Hilfsmittel und werden im Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes wie folgt beschrieben: „Bandagen sind körperteilumschließende oder körperteilaneliegende, meist konfektionierte Hilfsmittel. Ihre Funktion ist es, komprimierend und/oder funktionssichernd zu wirken. Die Grundelemente bestehen aus flexiblen Materialien oder sind mit festen textilen Bestandteilen ausgestattet.“ (Spitzenverband GKV 2015). Die Differenzierung zu Orthesen folgt keiner einheitlichen Nomenklatur. Betrachtet man die Hilfsmittel vor dem Hintergrund einer Bewegungseinschränkung des entsprechenden Gelenkes, können Bandagen und Orthesen wie folgt charakterisiert werden. Bei der Herstellung von Bandagen werden vorrangig elastische und verformbare Materialien eingesetzt, die auf die Schaffung eines komprimierenden Hautkontakts ausgerichtet sind. Für Orthesen kommen vorrangig rigide und immobilisierende Materialien zum Einsatz, sodass die Auswirkung von Orthesen eher als eine Führung bestimmter Bewegungen oder als Begrenzung von Bewegungen zu sehen ist (Spitzenverband GKV 2015). Im rückwärtigen Anteil von Bandagen und Orthesen können Pelotten eingearbeitet werden. Diese sollen eine komprimierende und massierende Wirkung auf die

Weichteile ausüben, um Verspannungen der Muskulatur zu lösen und Schmerzen zu mindern (Zarghooni et al. 2013).

Die Wirksamkeit von Bandagen wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Divergierende Ergebnisse lassen immer wieder Zweifel über den Nutzen von rumpfstabilisierenden Bandagen laut werden. Bislang existieren nur wenige kontrollierte klinische Studien, in denen die Effektivität einer Bandagenbehandlung untersucht wurde.

Eindeutig positive Effekte durch das Tragen von Rumpfbandagen basieren zumeist auf Patientenbefragungen (Alaranta und Hurri 1988, Jellema et al. 2002). In der gewerblichen Wirtschaft werden rumpfstabilisierende Gurte bei manueller Lastenhandhabung unterstützend bzw. protektiv verwendet, ohne dass bisher ein eindeutiger Nachweis erbracht wurde (McGill 1998).

Es wird davon ausgegangen, dass es bei Patienten mit CURS zu einer zusätzlichen bzw. veränderten Muskelaktivierung kommt (Van Dieen et al. 2003a), welche vermutlich eine Erhöhung der Wirbelsäulenstabilität bewirkt (Panjabi 1996, Cassisi et al. 1993). Um dieses erhöhte Maß an Stabilität zu erreichen, alterniert die Rumpfmuskulatur ihr physiologisches Aktivierungsmuster (Panjabi 1992). In der Literatur gilt die Prämisse, dass Bandagen direkt oder indirekt zu einer Erhöhung des intraabdominellen Drucks (engl.: *intra-abdominal pressure*, kurz IAP) führen. Dieser bewirkt eine erhöhte Steifigkeit der Wirbelsäule (Cholewicki et al. 1999b) sowie eine Begrenzung ihres Bewegungsausmaßes (Van Poppel et al. 2000) und damit eine Zunahme der Stabilität des lumbalen Anteils der Wirbelsäule (Cholewicki et al. 1999b). Es wird geltend gemacht, dass das Tragen von Bandagen zu einer Unterstützung der Extension des Rumpfes und damit zu einer Reduktion der Aktivität des M. erector spinae führt (Cholewicki 2004). Andere Studien (Cholewicki et al. 1999b, McGill et al. 1990, Magnusson et al. 1996) beschreiben diesen Effekt, jedoch mit Ausrichtung auf maximal anstrengende Übungen, wie das Valsalva-Manöver oder das Heben von Lasten. Lee und Chen konnten bei wenig belastenden Übungen, wie Stehen oder Sitzen, keinen signifikanten Effekt auf die Muskelaktivierung nachweisen (Lee und Chen 1999). Mehrere Studien zeigen, dass Rumpfbandagen passiv zu einer Erhöhung der RumpfstEIFigkeit führen (Cholewicki et al. 1999b, McGill et al. 1994) und die Stabilität der LWS steigern (Ivancic et al. 2002). Ungeachtet des nicht abschließend geklärten Effekts von Rumpfbandagen auf die Muskulatur, werden diese zur Primärprävention (Aleksiev 2014) und zur Therapie (Valle-Jones et al. 1992) von CURS empfohlen und eingesetzt.

Zur Untersuchung der Wirkung von Rumpfbandagen auf die Muskulatur kommen verschiedene Methoden zum Einsatz. Neben Ultraschalluntersuchungen (Rostami et al. 2014), der Messung des intramuskulären Drucks von Rückenmuskeln (Miyamoto et al. 1999) oder des intraabdominellen Drucks (McGill et al. 1990) wird zunehmend die Oberflächen-Elektromyographie angewendet.

2.3 Elektromyographie

Zur Erfassung möglicher Effekte auf die Muskelaktivität ist die Elektromyographie (EMG) ein etabliertes Verfahren (Basmajian und de Luca 1985). Diese ist eine experimentelle Untersuchungsmethode, welche die Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale ermöglicht. Wie bereits dargelegt, werden myoelektrische Signale durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generiert (Konrad 2005).

2.3.1 Oberflächen-EMG

Bei der elektromyographischen Ableitung von Muskelfaserpotentialen werden zwei methodische Ansätze unterschieden. Neben der nicht-invasiven Oberflächen-Elektromyographie (OEMG), bei der über Klebeelektroden auf der Haut Summenpotentiale mehrerer Muskelfasern abgeleitet werden (siehe 2.3.1.3), findet die invasive Nadel-Elektromyographie (NEMG) Anwendung. Hierbei werden Nadel- oder Fadenelektroden in den Muskel eingestochen (Marshall und Murphy 2003). Die Invasivität ermöglicht die Untersuchung tiefer gelegener Muskulatur, die sehr kleine Ableitfläche eine Aktivitätsmessung einzelner Muskelfasern und Motorischer Einheiten. Dieses Verfahren ist weniger anfällig für Artefakte wie *crosstalk* oder Gewebeimpedanz (siehe unten). Allerdings ist das invasive Vorgehen mit den damit verbundenen Risiken (z.B. Infektion) als nachteilig für diese Messmethode zu werten. Haupteinsatzgebiete der NEMG stellt daher die neuromuskuläre Einzelfaserdiagnostik dar (Freiwald et al. 2007).

Der Fokus der biomechanischen Elektromyographie liegt auf der Erfassung und Analyse der willkürlichen Muskelaktivierung und ist ein wichtiger Bestandteil in den Bereichen Motorikforschung, Prävention und Rehabilitation (Freiwald et al. 2007). Für die Untersuchung größerer Stichproben, aber insbesondere auch für die simultane Erfassung mehrerer Muskeln, hat sich die OEMG als kostengünstiger und besser handhabbar als die NEMG erwiesen (Marshall und Murphy 2003). Wesentliche Untersuchungen mittels OEMG

befassen sich unter anderem mit Fragestellungen zur Ganganalyse und zum zeitlichen Aktivierungsverhalten der Muskulatur (Dubo et al. 1976, Anders et al. 2005, Anders et al. 2009), intra- und intermuskulärem Koordinationsverhalten (Anders et al. 2009), Ermüdungsverhalten (Luttmann 1996) sowie mit der Analyse muskuloskelettaler Beschwerden (siehe 2.2 Thematischer Zusammenhang – Rückenschmerz).

Mit dem SENIAM-Projekt (engl.: *surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles*) wurde ein europäischer Standard für die Anwendung des OEMG geschaffen. Der durch Hermens (Hermens et al. 1999) publizierte Ergebnisbericht umfasst eine standardisierte Anwendungsempfehlung für die Verwendung der Oberflächen-Elektromyographie, wie eine einheitliche Positionierung der Elektroden sowie die einheitliche Signalaufnahme und -weiterverarbeitung.

2.3.1.1 Monopolare und bipolare Ableitungen

Die monopolare oder unipolare Ableitung von elektrischen Potentialen erfolgt über zwei Elektroden. Die erste, differente Elektrode ist über dem bioelektrisch aktiven Gebiet platziert, während sich die zweite, eine indifferente Referenzelektrode über elektrisch möglichst inaktivem Gebiet befindet, sodass sie keine oder nur geringe Aktivität erfasst (Kramme 2011). Die Potentialdifferenz zwischen den beiden Elektroden wird gemessen und mittels Differenzialverstärker verstärkt. Diese Ableitung hat allerdings den Nachteil, dass sie alle elektrischen Signale in Nachbarschaft der Elektrode, einschließlich elektrischer Artefakte, erfasst.

Die bipolare Ableitung erfasst bioelektrische Potentialdifferenzen zwischen zwei gleichartigen differenten Elektroden. Die Elektroden werden in gleichbleibendem Abstand und in Richtung des Muskelfaserverlaufs auf den zu untersuchenden Muskelbäuchen platziert (Hermens et al. 2000). Die beiden Signale werden einem Differenzverstärker zugeführt, der die Differenz der Signale verstärkt und Störfrequenzen weitgehend eliminiert. Vereinfacht ausgedrückt, ist die Grundlage für diese Eliminierung die räumliche Nähe der Elektroden auf demselben Muskel. Diese Nähe führt dazu, dass die an unterschiedlicher Stelle abgeleiteten OEMG Signale des Muskels unterschiedlich sind, wohingegen Artefakte wie Wechsellspannungsrauschen (50 Hz elektromagnetische Signale) mit gleichen Amplituden vorhanden sind. Bei Subtraktion durch eine nachgeschaltete Verstärkung mit hoher

Gleichtaktunterdrückung erhält man daher ein größtenteils störungsfreies Messsignal (Kramme 2011). Die bipolare Abtastkonfiguration kann daher mit einem Bandpassfilter verglichen werden (Gesch 1998).

2.3.1.2 Größe und Platzierung

Größe und Geometrie der ableitenden Elektrodenfläche müssen auf die Anforderungen an die Messergebnisse sowie an den Muskel und seine Umgebung abgestimmt sein. Mit zunehmender Größe der Ableitfläche steigt die Anzahl der erfassten Muskelfasern, ebenfalls jedoch der sog. *crosstalk* (dt.: Übersprechen), d.h. einstreuende Potentiale benachbarter Muskulatur. Abhängig von Größe des Muskels und umgebender Muskulatur muss ein Kompromiss gefunden werden zwischen räumlicher Auflösung und Amplitudenstärke. SENIAM empfiehlt kreisförmige Elektroden mit einem Durchmesser von 10 mm und einen Interelektrodenabstand von 20 mm (Hermens et al. 1999). Wird der Interelektrodenabstand einer bipolaren Ableitung vergrößert, vermindert sich auch der durch die bipolare Ableitung resultierende Filtereffekt (de Luca 2002). Zusätzlich werden auch Potentiale tieferer Muskelschichten erfasst (Fuglevand et al. 1992).

2.3.1.3 Signableitung

Muskelfasern werden durch eine semipermeable Lipoproteinmembran in einen intrazellulären und einen extrazellulären Raum geteilt. Diese Membran verfügt über Rezeptoren, welche für Kationen (Na^+ , K^+ , Ca^{2+}) unterschiedlich permeabel sind und als Ionenkanäle wirken. Ein Ionenungleichgewicht zwischen den beiden Räumen resultiert in einer Potentialdifferenz, dem Ruhepotential. Im nicht kontrahierten Zustand ist dieses Ruhepotential negativ (-80 mV bis -90 mV), der intrazelluläre Raum ist im Vergleich zum extrazellulären Raum elektrisch negativ geladen. Physiologische Transportprozesse (Ionenpumpen) durch die Membran erhalten diesen Zustand aufrecht. Nach Aktivierung der Muskelzelle durch ein Aktionspotential werden die Diffusionseigenschaften der Membran kurzzeitig verändert, es kommt zu einem Auswärtsstrom von Kationen und einer daraus folgenden Depolarisation auf +30 mV. Dieses sog. Aktionspotential bewegt sich nun entlang der Muskelfasern und wird durch kompensatorische Ionenrückströme (Repolarisation) terminiert. Durch eine Hyperpolarisation wird die Muskelzelle kurzzeitig refraktär, i.e. nicht erregbar. (Klinke 2010)

Die Erregung führt zu einer calciumgetriggerten Kontraktion, wie in Abschnitt 2.1.2 -Muskelphysiologie- beschrieben.

Die Weiterleitung des Aktionspotentials entlang der Muskelzelle kann als Depolarisationswelle oder als wandernder elektrischer Dipol verstanden werden. Diese Welle bewegt sich mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s, wobei die Leitgeschwindigkeit mit dem Durchmesser der Muskelzelle ansteigt.

Das Gewebe um die Muskelfaser weist elektrische Eigenschaften einer ionenhaltigen Lösung auf und ermöglicht somit einen radialen Stromfluss (Fuglevand et al. 1992). Dieses elektrische Feld kann über bestimmte Distanzen von der Muskelfaser entfernt als Potentialänderung gemessen werden. Die sog. Gewebeimpedanz (lat.: *impedire* = ‚hemmen; hindern‘) bewirkt eine Art Filterwirkung des Signals durch das Gewebe. Diese ist für radiale Stromflüsse wesentlich höher als bei Stromflüssen entlang der Muskelfaserhaupttrichtung (Buchthal et al. 1957). Subkutane Fettschichten haben ebenfalls eine hohe Gewebeimpedanz und verstärken die schon vorhandenen Filtereffekte des Gewebes (Basmajian und de Luca 1985).

Eine weitere Störgröße stellt der bereits erwähnte *crosstalk* dar. Dieser entsteht durch einstreuende Signale benachbarter Muskulatur und kann signifikante Anteile des gemessenen OEMG Signals erzeugen. Typischerweise beträgt dieses Übersprechen jedoch weniger als 15 % des Gesamtsignalanteils (Konrad 2005). Grundsätzlich gilt, dass die Stärke des *crosstalks* von den räumlichen Nachbarschaftsverhältnissen, dem Grad der Koaktivierung der betreffenden Muskeln und der Exaktheit der Elektrodenpositionierung abhängig ist.

Eine Motorische Einheit besteht aus einer Vielzahl an Muskelfasern, die nahezu zeitgleich aktiviert werden. Die Aktionspotentiale einer Motorischen Einheit summieren sich zu einem Summenaktionspotential oder *motor unit action potential* (MUAP) (Basmajian und de Luca 1985). Motorische Einheiten entladen jedoch nicht nur ein einzelnes Aktionspotential, sondern eine Sequenz von Summenaktionspotentialen. Diese wird als Entladerate oder Feuerrate (engl.: *firing rate*) bezeichnet. Die elektrische Überlagerung der MUAPs wird als Interferenzsignal bezeichnet und bildet das eigentliche EMG-Signal (Konrad 2005). Wie bereits erwähnt, erfolgt eine Zunahme der Kraftentfaltung über zwei Mechanismen: Die Rekrutierung weiterer Motorischer Einheiten und die Steigerung der Entladungsfrequenz (Häkkinen et al. 1985). Aufgrund des summarischen Charakters der Signalamplitude des

Oberflächen-EMGs spiegelt die Amplitude des Signals die Rekrutierungs- und Feuerungsrate der Motorischen Einheiten wider (Konrad 2005).

2.3.1.4 Signalweiterleitung

Wie bereits geschildert liegen bioelektrische Signale der Muskulatur im Bereich zwischen wenigen Mikrovolt bis hin zu einigen Millivolt und zeigen auf der Haut eine geringe Amplitude (Konrad 2005). Somit ist es notwendig, dieses Signal durch eine Verstärkung zu amplifizieren. Es ist zu beachten, dass neben dem elektrischen Signal der Muskulatur auch jede potenzielle Störung mit demselben Faktor verstärkt wird (Freiwald et al. 2007). Wie in 2.3.1.1 -Monopolare und bipolare Ableitungen- beschrieben, werden bipolare Ableitungen sowie Differenzialverstärker verwendet. Diese sind häufig als Vorverstärker in das Messkabel integriert und somit in unmittelbarer räumlicher Nähe zu den Elektroden. Lange Kabel zwischen Elektrode und Vorverstärker sollten vermieden werden, da die hochohmige Zuleitung des Verstärkers empfindlich gegenüber Störeinflüssen ist. Durch den Vorverstärker wird die hochohmige und damit für Störeinflüsse anfällige Eingangsimpedanz auf eine niederohmige Impedanz transformiert. Dies führt zu einer Abnahme der Anfälligkeit des Signals für (Kabel-) Bewegungsartefakte. Gleichzeitig wird durch diesen nahe der Elektrode gelegenen Vorverstärker das Signal in möglichst ursprünglicher Morphologie verstärkt, typischerweise um den Faktor 500-1000. (Konrad 2005) Im Anschluss durchläuft das Signal einen Bandpassfilter. Bei den Messungen für die vorliegende Arbeit wurde ein RC-Filter verwendet, welcher aus einem ohmschen Widerstand (R für engl.: *resistor*) und einem Kondensator (C für engl.: *capacitor*) aufgebaut war.

In den vorhergehenden Stufen wurde das Signal erfasst, gefiltert und gestärkt. Durch einen analog/digital-Wandler (engl.: *analog digital converter*, kurz ADC) wurde das Signal schließlich digitalisiert.

2.4 Ziele der Arbeit

Chronisch unspezifischer Rückenschmerz (CURS) hat in der deutschen Bevölkerung eine hohe Relevanz, bis zu acht von zehn Personen sind im Laufe ihres Lebens davon betroffen (Schmidt et al. 2007). Die Therapiemöglichkeiten sind vielseitig, unter anderem kommen rumpfstabilisierende Bandagen zum Einsatz. Wie in 2.2.2 -Bandagen- bereits beschrieben, wird der Nutzen des Tragens von Bandagen bei CURS immer wieder bezweifelt. Die

Mehrzahl der Studien evaluiert den Nutzen der Bandagen anhand von Patientenbefragungen und Untersuchungen an Patienten mit bereits bestehendem chronischem Rückenschmerz. Ziel dieser Arbeit ist es daher, den Einfluss des Tragens von rumpfstabilisierenden Bandagen auf die Rumpfmuskulatur während des Gehens unter standardisierten, alltagsnahen Testbedingungen zu erfassen. Um diesen Einfluss auf Patienten mit CURS interpretieren zu können, wird in dieser Arbeit zunächst die physiologisch arbeitende Muskulatur, ohne Beeinflussung der Messergebnisse durch Dysfunktionen, betrachtet. Es wurden folglich ausschließlich rückengesunde Versuchspersonen in die Studie eingeschlossen. Die Betrachtung des Einflusses der Bandage auf Patienten mit bereits bestehenden Rückenschmerzen wäre ein möglicher zweiter, auf die Ergebnisse dieser Studie aufbauender Untersuchungsschritt. Um die Ergebnisse der dynamischen Untersuchungen auf den Patientenalltag übertragen zu können, wurden die Untersuchungen bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten durchgeführt. Weiterhin wird untersucht, ob die Tragedauer der Bandage einen Einfluss auf die Aktivität der Rumpfmuskulatur hat.

Dem Studienaufbau lagen folgende Hypothesen zugrunde:

- 1) Durch das Anlegen der Bandage kommt es zu einer generellen Verminderung der Amplitudenwerte aller untersuchten Muskeln
- 2) Diese Amplitudenverminderung verstärkt sich nach dreistündiger Tragedauer
- 3) Durch die generelle Amplitudenverminderung aller Rumpfmuskeln ändern sich die relativen (intermuskulären) Amplitudenanteile durch das Tragen der Bandage nicht
- 4) Die Verringerung der Amplitudenwerte über den normierten Schritt führt zu einer Verringerung der Phasizität (Maximum zu Minimum Schwankung)
- 5) Die Wirkung der Bandage auf die Rumpfmuskulatur ist bei beiden Geschlechtern gleich ausgeprägt

3. Methodik

Dieser Promotionsschrift liegen Untersuchungen zugrunde, die an der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, im Motorik-Labor des Kompetenzzentrums für Interdisziplinäre Prävention der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt wurden.

3.1 Probanden

An der Untersuchung nahmen insgesamt 42 gesunde Personen im Alter zwischen 18 und 52 Jahren teil, 20 männliche und 22 weibliche Probanden (Tabelle 1).

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
W; n=22				
uQ	1,0	5,8	5,5	1,0
Median	22,0	168,0	61,5	21,5
oQ	1,0	5,5	3,3	2,0
MW	23,8	167,9	61,8	22,0
SD	7,0	8,5	8,5	3,0
M; n=20				
uQ	1,3	4,3	5,0	1,0
Median	25,0	185,0	79,5	22,8
oQ	4,0	2,5	4,8	1,9
MW	27,6	183,9	79,1	23,4
SD	7,1	6,1	9,8	2,8

Tabelle 1: Charakterisierung der Stichprobe. Statistische Daten der Probanden für die Parameter Alter, Größe, Gewicht und Body Mass Index. (uQ=unteres Quartil, oQ=oberes Quartil, MW=Mittelwert, SD=Standardabweichung)

Die Auswahl der teilnehmenden Probanden erfolgte anhand des Einschlusskriteriums:

- Alter: zwischen 18 und 65 Jahren

Die Ausschlusskriterien umfassten:

- relevante Vorerkrankungen des muskuloskelettalen Systems, sowohl anamnestisch als auch nach orientierender körperlicher Untersuchung
- chronische Rückenschmerzen

- operative Eingriffe an der Wirbelsäule
- Wirbelsäulendeformitäten
- kardiopulmonale Vorerkrankungen
- eine Körpergröße von mehr als 195 cm
- ein Körpergewicht von mehr als 120 kg
- ein Bauchumfang von mehr als 120 cm

Die Teilnahme der Probanden an den Untersuchungen erfolgte auf freiwilliger Basis nach Aufklärung über den Untersuchungsablauf. Zusätzlich wurde eine schriftliche Einverständniserklärung jedes Probanden zur Aufzeichnung sowie der pseudonymisierten Weitergabe der Studiendaten eingeholt. Die Patientenaufklärung sowie die Einverständniserklärung sind im Anhang zu finden.

Für die Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität vor (3793-06/13).

3.2 Untersuchungen

Wie in 2.4 -Ziele der Arbeit- erläutert, war das Ziel der durchgeführten Untersuchungen, mögliche Effekte des Tragens einer rumpfstabilisierenden Bandage auf die Muskelaktivität zu bestimmen.

3.2.1 Untersuchungsmaterialien

Die Untersuchung erfolgte mit Rumpfbandagen der Firma Bauerfeind AG (Zeulenroda-Triebes). Abhängig vom Geschlecht trugen die Probanden entweder die Bandage LumboTrain® oder LumboTrain® Lady (siehe Abbildung 1). Maßgebend für die Auswahl der Größe (Größen 1-7) war der Leibesumfang der Probanden auf Höhe der Crista iliaca. Die Auswahl der Größe der anzulegenden Bandage erfolgte anhand der Vorgaben der Bauerfeind AG. Bei einem Leibesumfang im Grenzbereich zweier Größen wurde stets die kleinere Größe gewählt.

Die Bandage bestand aus einem gestrickten, elastischen Material. Im Bereich des Os sacrum befand sich eine Noppenpelotte welche, laut Herstellerangaben, eine durchblutungsfördernde Massage des Kreuzbeinbereiches bewirkt.



Abbildung 1: Rumpfbandagen. Obere Bandage: LumboTrain®, untere Bandage: LumboTrain® Lady. A: geöffnete Bandage Dorsalansicht, B: geöffnete Bandage Ventralansicht, C: geschlossene Bandage Dorsalansicht, D: geschlossene Bandage Ventralansicht.

Der optimale Sitz der Bandage wurde sichergestellt, indem das Anlegen stets durch eine speziell geschulte Mitarbeiterin erfolgte.

3.2.2 Untersuchungsvorbereitung

Die Probanden trugen während den Untersuchungen feste, den Fuß vollständig umfassende Sportschuhe, sowie Sportbekleidung. Aufgrund der Positionierung der Messelektroden im Rumpfbereich musste der Oberkörper bei Männern frei bleiben, die weiblichen Probanden trugen ein den Rumpfbereich unbedeckt lassendes Oberteil. Diese Maßnahme verminderte die Störanfälligkeit der Oberflächen-Elektroden und der Messverstärkerkabel durch Reibung oder

Berührung, sodass die Anzahl an Messfehlern deutlich reduziert wurde. Nach mündlicher und schriftlicher Aufklärung der Probanden und Erteilung ihres schriftlichen Einverständnisses zur Teilnahme an den Untersuchungen erfolgte die Erhebung ihrer anthropometrischen Daten, wie Körpergröße (in cm), Körpergewicht (in kg) und Leibesumfang auf Höhe der Crista iliaca (in cm) jeweils auf eine Einheit genau (siehe Protokoll im Anhang).

Die Positionierung der Messelektroden auf den zu untersuchenden Muskeln erfolgte anhand von sog. Landmarken nach den Standards der SENIAM (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999). Die Markierung der Elektrodenpositionen mit Hilfe eines wasserfesten Stiftes auf der Haut wurde stets von derselben erfahrenen Person durchgeführt. Dieses Vorgehen minimierte positionierungsbedingte Messungenauigkeiten.

Den größten Einfluss auf die Qualität des Messergebnisses hat die Erfassung des Signals durch die Elektroden (de Luca 2002). Ein rausch- und artefaktarmes OEMG Signal wurde durch die Entfernung von störender Körperbehaarung erreicht. Abgestorbene Hautpartikel sind für den höchsten elektrischen Widerstand zwischen Haut und Elektrode verantwortlich (Hermens et al. 1999). Daher wurde zur Verringerung dieses Übergangswiderstandes (Impedanz) die Haut mittels einer abrasiven Reinigungspaste (Epicont, GE Healthcare®) von abgestorbenen Epithelien und Fett gereinigt. Die OEMG-Elektroden (Ag/AgCl Elektroden; H93SG, Kendall, Covidien) mit einem Durchmesser der Signalaufnahmefläche von 1,6 cm und einer Interelektrodenabstand (IED) von 2,5 cm wurden an den vorbereiteten Stellen auf der Haut befestigt und fotografisch dokumentiert (Abbildung 2).

Die Platzierung der Elektroden erfolgte entlang der Faserrichtung des jeweiligen Muskels; die genauen Elektrodenpositionen können der Tabelle 2 entnommen werden. Zur Erfassung des Schrittzklus während der dynamischen Messungen auf dem Laufband wurde je ein Drucksensor (CZN-CP42, IEE) unter jeder Schuhsohle auf Höhe der Ferse fixiert. Des Weiteren wurden Elektroden entlang der anatomischen Herzachse positioniert, um über die Registrierung der Herzaktivität die Elimination der QRS-Komplexe zu ermöglichen. Diese elektrische Aktivität würde bei der Datenauswertung zu einer Störung der OEMG-Signale führen.

Muskel	Lokalisation
Rectus abdominis (RA)	kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4 cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus (OI)	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus (OE)	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus (MF)	Medial Linie SIPS-L1/L2 Zwischenraum, nach kranial, Beginn: Höhe L5
Erector Spinae (iliocostalis) (ICO)	1 cm medial von Linie SIPS – unterster Punkt unterste Rippe, Höhe L2
Erector Spinae (longissimus) (LO)	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach kranial
Drucksensor	Mit Pflaster unter Schuhsohle im Fersenbereich (beidseits)
EKG	Über Herz, mit Erdung

Tabelle 2: Positionen der OEMG-Elektroden anhand anatomischer Landmarken (Ng et al. 1998, Hermens et al. 1999). Abkürzung der Muskelnamen in Klammern.

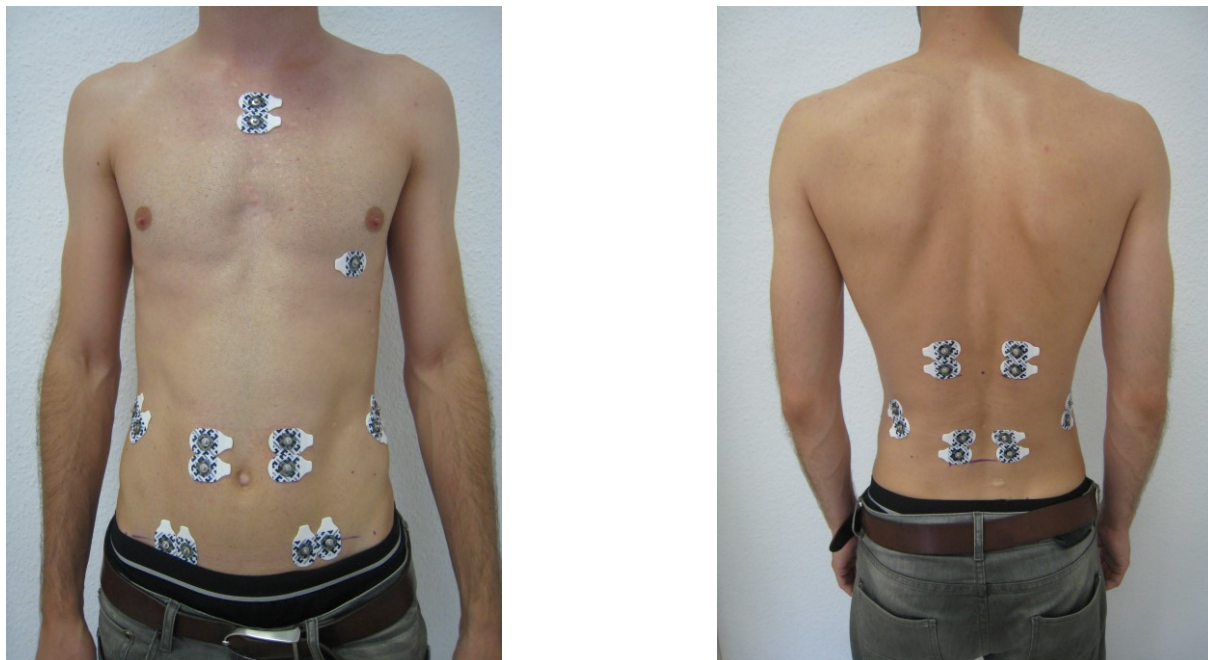


Abbildung 2: Position der Elektroden

Im Anschluss wurden die Elektroden mit den Messverstärkern verbunden und zur Vermeidung von einwirkenden Zugkräften und Bewegungsartefakten mittels Heftpflaster sowie elastischen Netzbandagen fixiert. Vor Beginn der eigentlichen Messungen wurde eine visuelle Prüfung der eingehenden Signale hinsichtlich Grundlinienschwankungen, Signalqualität und 50-Herz-

Einstreuungen durchgeführt (Soderberg und Knutson 2000). Bei Testkontraktionen der Muskulatur durch die Testperson konnten somit lose Elektroden oder Kabel als Ursache von Artefakten ausgeschlossen werden.

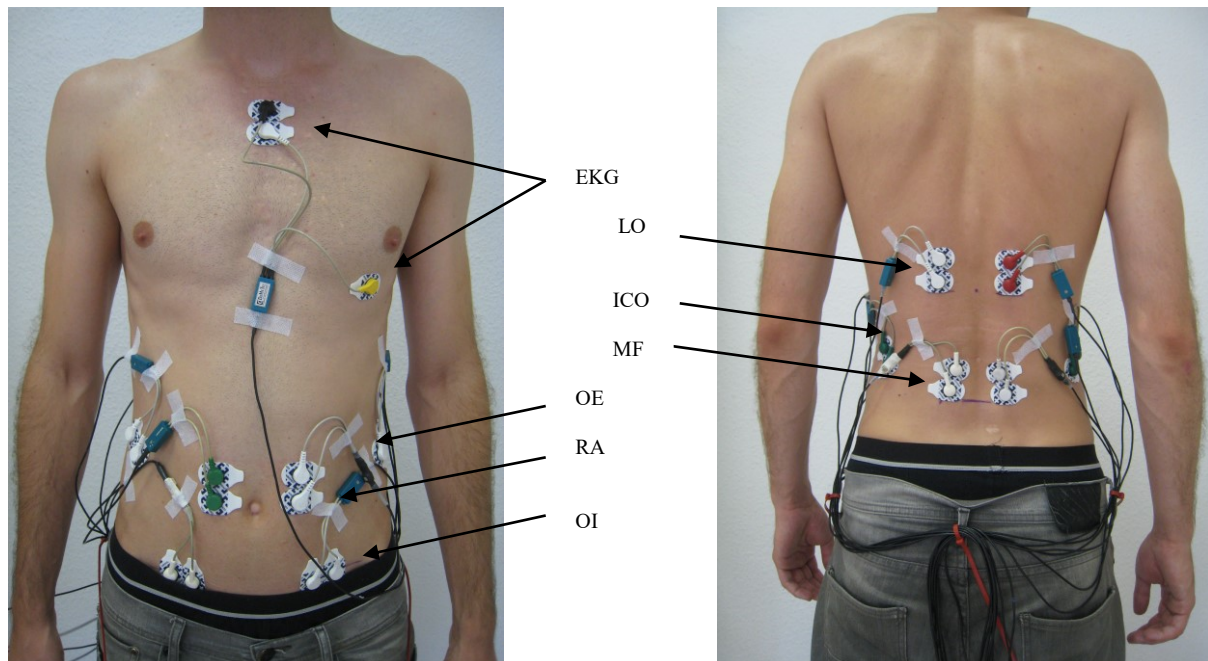


Abbildung 3: Position der Elektroden und Befestigung

3.2.3 Untersuchungsablauf

Die Untersuchung wurde in zwei Hauptteile gegliedert. Der erste Hauptteil umfasste die Referenzmessungen in Ruhe, welche im Folgenden als „statische Untersuchungen“ bezeichnet werden. Der zweite Teil beinhaltete die „dynamischen Untersuchungen“ auf dem Laufband.

Für die Messungen der Aktivität der oben beschriebenen Rumpfmuskulatur während Lokomotion wurde ein Laufband vom Typ HP Cosmos Quasar Med® verwendet. Die Laufbandfläche (Länge: 160 cm, Breite: 63 cm) befand sich während der gesamten Untersuchungen in horizontaler Position, also ohne Applikation einer Steigung.

Jeder Proband durchlief drei aufeinanderfolgende Messblöcke („Untersuchung“ im folgenden U):

U1 – Messung ohne Bandage

U2 – Messung mit Bandage, unmittelbar im Anschluss an U1

U3 – Messung mit Bandage, nach dreistündigem Tragen der Bandage

Nach Ende des zweiten Messblockes (U2) wurden die Probanden aufgefordert, für drei Stunden ihrem normalen Tagesablauf unter Tragen der Bandage nachzugehen. Langes Sitzen, Liegen und Fahrradfahren sollte vermieden werden.

Jeder Messblock auf dem Laufband begann mit einer Gewöhnungsphase bei 4 km/h für ca. 2 Minuten. Der Untersuchungsleiter achtete auf ein möglichst natürliches Gangbild, einen natürlichen Armschwung, eine adäquate Schrittlänge und auf einen definierten Fersenaufsatz zur Schrittdetektion auf dem Laufband. Der Blick sollte nach vorne gerichtet sein. Der sichere Sitz aller Elektroden wurde über die gesamte Untersuchung hinweg überwacht und ggf. korrigiert. Im Anschluss wurden die Gehgeschwindigkeiten von 2 km/h, 3 km/h, 4 km/h, 5 km/h und 6 km/h in randomisierter Reihenfolge eingestellt. Die Randomisierung der Reihenfolge der unterschiedlichen Geschwindigkeiten erfolgte bereits vor der Messung, um Stufeneffekte durch sich monoton ändernde Geschwindigkeiten zu vermeiden. Die primär festgelegte Abfolge der Gehgeschwindigkeiten wurde individuell für jeden Messblock beibehalten. Die eigentliche Messung erfolgte bei konstanter Geschwindigkeit für mindestens 20 Doppelschritte.

Vor und nach jedem Messblock auf dem Laufband erfolgten zwei Ruhemessungen für je 20 Sekunden, die statischen Untersuchungen. Die Probanden standen dabei auf dem stillstehenden Laufband, die Fersen waren etwa faustbreit voneinander entfernt und die Fußspitzen leicht nach außen rotiert, der Blick war gradeaus gerichtet und das Gewicht war gleichmäßig auf beiden Beinen verteilt. Entscheidend für die Ruhemessungen war die Position der Arme zum Körper. Während der ersten Messung waren die Probanden aufgefordert die Arme locker neben dem Körper hängen zu lassen. Die zweite Messung erfolgte mit einer definierten Armhaltung, die Unterarme wurden vor dem Oberkörper gekreuzt und die Schultern locker hängen gelassen (siehe Abbildung 4).



Abbildung 4: Ruhemessungen mit Bandage auf dem Laufband

An dieser Stelle sei bereits darauf hingewiesen, dass das Ziel dieser Arbeit die Charakterisierung der Wirkung der Bandagen auf die Muskulatur beim Gehen ist. Aus diesem Grunde werden die Ergebnisse der Ruhemessungen, obgleich ausgewertet, im Ergebnisteil nicht dargestellt und diskutiert.

3.3 Datenaufzeichnung

Die elektrischen Potentialschwankungen der Muskeln wurden über eine bipolare Elektrodenverschaltung abgeleitet und durch einen elektrodennahen Verstärker (10 Hz-700 Hz 3dB, Biovision) um den Faktor 1000 verstärkt. Das analoge Signal wurde durch den *tower of measurement* (ToM, DeMeTec GmbH) mit einer analog/digitalen (A/D) Wandlungsrate von 2000/s und einer Amplitudenauflösung von 24 Bit digitalisiert.

3.4 Datenverarbeitung

3.4.1 Allgemeine Datenverarbeitung

Zur Weiterbearbeitung der OEMG-Rohdaten wurden innerhalb der Software MATLAB (*The Mathworks, Inc.*) vom Fachbereich Motorik erstellte Programmroutinen verwendet. Um eine Vergleichbarkeit sicherzustellen, unterlagen alle erhobenen Daten identischen

Bearbeitungsschritten. Nach der Elimination von Gleichspannungsanteilen wurden etwaige Wechselstromartefakte von 50 Hz (Netzfrequenz) sowie deren Oberwellen (Vielfache der Netzfrequenz) mittels Bandsperrfilter entfernt (Strasser et al. 2013).

Zur Reduktion von Bewegungsartefakten und niederfrequenten Einflüssen der Herzaktivität lag die Hochpassfilterung bei 35 Hz, die Tiefpassfilterung bei 400 Hz, was dem Frequenzbereich physiologischer neuromuskulärer Aktivitäten entspricht (Konrad 2005, Freiwald et al. 2007).

3.4.2 Elimination der elektrischen Herzaktivität

Das Oberflächen-EMG (OEMG) weist einen Frequenzbereich zwischen 10 und 500 Hz auf, wobei der Hauptanteil zwischen 20 und 200 Hz liegt. Die Frequenz des EKG-Signals reicht von 35 bis 100 Hz. (Drake und Callaghan 2006) Durch die sich mit dem OEMG überlappenden Frequenzbereiche kommt es aufgrund der elektrischen Aktivität des Herzens zu einer Signalverunreinigung, insbesondere im unteren Bereich des OEMGs. Das Ausmaß der elektrischen „Verunreinigung“ hängt von Distanz und Achse der jeweiligen Elektroden des Zielmuskels zur Herzachse ab, sodass die Elimination individuell für jeden Muskel erfolgen musste. Die Beseitigung dieser sog. EKG-Artefakte erfolgte mit Hilfe eines biphasigen Algorithmus. Zunächst wurden alle in einer Messung vorhandenen QRS-Komplexe durch einen Marker im Bereich der R-Zacke in der EKG-Ableitung gekennzeichnet. Die automatische Detektion erfolgt mit Hilfe eines MATLAB-Makros (*The Mathworks, Inc.*). Alle Markierungen unterlagen anschließend einer visuellen Lagekontrolle und evtl. Korrektur unter Zuhilfenahme der Software AtisaPro (GJB Datentechnik GmbH). Anschließend erfolgte für jeden Messkanal einzeln an dieser markierten Stelle eine Mittelung der Signale in einem Bereich von ± 100 ms und eine Wichtung mittels Cosinusfunktion. Das somit ermittelte *template* (dt.: Schablone) wurde nun für jeden Kanal an der zuvor markierten Stelle abgezogen. Somit konnten die EKG-Artefakte für jeden Probanden und Muskel individuell entfernt werden. (Mörl et al. 2010) Die Quantifizierung der so artefaktbefreiten OEMG-Daten erfolgte als RMS (engl.: *root mean square*), der Quadratwurzel gezogen aus den Mittelwerten der quadrierten Messwerte (siehe 3.5.1.1.1 RMS).

3.4.3 Dynamische Daten

Zur zeitlichen Markierung der dynamischen Daten dienten die aus den Signalen der Drucksensoren ermittelten Zeitpunkte des Fersenaufsatzes. Analog zur Vorgehensweise für die Markierung der QRS-Komplexe wurden die Schrittzyklen mittels der Software MATLAB automatisch markiert und nach visueller Kontrolle ggf. korrigiert. Das Intervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Markierungen ipsilateraler Drucksensoren wurde als ein Schrittzklus definiert (grundsätzliche Normierung: Fersenaufsatz links – links). Für alle Schrittzyklen einer Gehgeschwindigkeit erfolgte nun für jeden Probanden die Berechnung des Medians der jeweiligen Schrittlänge. Schrittzyklen, die mehr als 10 % von der medianen Schrittlänge abwichen, wurden von der weiteren Betrachtung ausgeschlossen. Sämtliche verbleibenden Schritte wurden auf 100 % zeitnormiert und in Form von Amplitudenverlaufskurven mit einer Genauigkeit von 0,5 % (201 Einzelwerte) quantifiziert (Beckers und Deckers 1997). Abweichende Zyklen wurden im Rahmen einer visuellen Kontrolle entfernt. Die verbleibenden Schrittzyklen waren Berechnungsgrundlage der mittleren Amplitudenverlaufskurven jedes einzelnen OEMG-Kanals für jede einzelne Gehgeschwindigkeit, jeden Messblock und jeden Probanden.

3.5 Datenanalyse

3.5.1 Auswerteparameter

Im Folgenden werden die einzelnen Auswerteparameter detailliert dargestellt.

3.5.1.1 Parameter der Amplitudencharakterisierung

3.5.1.1.1 RMS

Das EMG-Signal ist stochastischer Natur, d.h. eine Roh-EMG-Kurve kann in ihrer exakten Form nicht ein zweites Mal reproduziert werden (Konrad 2005). Die Konstellation aktiver erfasster motorischer Einheiten ändert sich permanent und es kommt durch elektrische Überlagerungen im summarischen EMG-Signal zu Amplituden-Spikes. Daher müssen Glättungsalgorithmen zur Reduktion bzw. Elimination der nicht reproduzierbaren EMG-Signale zur Anwendung kommen. Die resultierende geglättete Kurve zeigt den gemittelten Signaltrend der Amplitude. Derzeitiger Standard der Glättungsalgorithmen ist der RMS-

Algorithmus (engl.: *root mean square*, Wurzel der mittleren quadrierten Signalamplitude über den betrachteten Zeitraum). (Konrad 2005) Dieser kann als Maß für die Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten angesehen werden (McGill 2004) und charakterisiert die Amplitude einer bipolaren OEMG-Ableitung (Basmajian und de Luca 1985, De Luca und Knaflitz 1992, Anders 1999).

Der RMS-Wert wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Zum einen spielt die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten sowie deren Entladungsrate eine entscheidende Rolle. Zum anderen haben die Leitungsgeschwindigkeit der Muskelfasern, die Depolarisationszone der Membran, sowie die Positionierung der Elektroden auf dem Muskelbauch einen Einfluss auf die Form des Aktionspotentials und beeinflussen daher das RMS-Signal. (De Luca und Knaflitz 1992) Als ein weiterer Einflussfaktor auf den RMS-Wert ist die durch abgestorbene Hautzellen und subkutanes Fettgewebe entstehende Übergangsimpedanz zu sehen (Konrad 2005).

3.5.1.1.2 Relative Amplitude

Die oben beschriebenen Einflussfaktoren auf OEMG-Daten und die dadurch entstehenden Amplitudendifferenzen stellen ein Hauptproblem beim Vergleich der OEMG-Daten verschiedener Probanden dar (Preece et al. 1994). Um interindividuell unterschiedliche Signalamplituden auszugleichen, war daher eine Normierung der Amplitudenunterschiede über die Berechnung von relativen Amplituden (Signalamplitude eines Muskels als relative Amplitude in Prozent) notwendig (Lehman und McGill 1999). Hierbei wurden zunächst alle RMS-Werte eines Probanden summiert. Anschließend wurde der Anteil jeden Muskels als relative Amplitude, bezogen auf die aus allen Einzelamplituden bestehende summative Gesamtamplitude, berechnet (Van Dieen et al. 2003a). Mit Hilfe dieser Methode war ein Vergleich zwischen verschiedenen Probanden möglich, da nun jede einzelne Muskelamplitude in ein Verhältnis zum RMS-Summensignal gesetzt wurde.

3.5.1.1.3 Range

Das OEMG unterliegt insbesondere in der dynamischen Phase durch verschiedene Einflussfaktoren wie Gehgeschwindigkeit, Untersuchungssituation und Geschlecht der Probanden, Schwankungen. Zur Normierung des Maximum-Minimum-Abstands auf den Mittelwert wurde die normierte Schwankungsbreite in Prozent (Range) bestimmt.

$$\text{Range} = (\text{Maximum} - \text{Minimum}) / \text{Mittelwert} \times 100 \%$$

Die normierte Schwankungsbreite gibt den Abstand vom Kurvenmaximum und Kurvenminimum zum jeweiligen Mittelwert in Prozent an. Dieser Parameter charakterisiert somit die Phasizität (Schwankungsbreite) einer Amplitudenverlaufskurve um den Mittelwert.

3.5.1.2 Dynamische Daten

Das Vorgehen zur Normierung der Schrittlänge, um eine individuelle und zugleich interindividuelle Vergleichbarkeit von Muskelaktivitätsmustern im Verlauf eines Schrittes zu ermöglichen, ist in Abschnitt 3.4.3 Dynamische Daten aufgeführt. Aus diesen normierten Amplitudenverlaufskurven mit 201 Erfassungszeitpunkten ergaben sich die RMS-Werte und schließlich zeitabhängige und zeitunabhängige Betrachtungen.

3.5.1.2.1 Zeitunabhängige Daten

Zu den zeitunabhängigen Daten gehörten der mittlere Amplitudenwert, der relative Amplitudenanteil sowie die relative Schwankungsbreite (Range).

Mittlere Amplitude:

Zur Ermittlung des Mittelwertes wurden die RMS-Werte der normierten Amplitudenverlaufskurve mit 201 Erfassungszeitpunkten für jeden Muskel und jede Gehgeschwindigkeit herangezogen. Der Median dieser Mittelwerte stellte somit ein repräsentatives Abbild der Amplitudenwerte für die gesamte Gruppe dar.

Relative Amplitude:

Die Berechnung der relativen Amplitudenanteile ist Abschnitt 3.5.1.1.2 -Relative Amplitude- zu entnehmen. Auch aus diesen gesammelten relativen Amplitudenanteilen aller Probanden wurde anschließend der Median gebildet.

Range:

Die normierte Schwankungsbreite (3.5.1.1.3 Range), als Maß für die Phasizität des OEMG-Signals, kann ein Indikator für die Durchblutung der Muskulatur sein. Hohe Werte deuten auf einen ausgeprägten Wechsel zwischen Entspannung und Anspannung und somit auf eine vermehrte Durchblutung hin.

3.5.1.2.2 Zeitabhängige Daten

In die Analyse gingen als zeitabhängige Daten zum einen die oben beschriebenen normierten Amplitudenverlaufskurven ein, zum anderen wurden die reinen intramuskulären Koordinationsmuster betrachtet. Diese wurden durch die Normierung der RMS-Werte auf das vorkommende Maximum (=100 %) ermittelt und hatten das Ziel, auch Situationen mit unterschiedlichen Amplitudenniveaus direkt miteinander zu vergleichen.

3.6 Statistische Untersuchungen

Die statistische Analyse der gesammelten Daten wurde größtenteils mit Makros basierend auf Microsoft Excel durchgeführt. Die Durchführung der ANOVA (engl.: *analysis of variance*, Varianzanalyse) erfolgte mittels SPSS ® (SPSS, Inc.).

Aufgrund des geringen Umfangs der Stichprobe ($n=42$; $w=22$, $m=20$) und den Einschätzungen nach Sichtung der Daten musste davon ausgegangen werden, dass keine Normalverteilung der Daten vorlag. Daher wurden nicht-parametrische Test wie der Wilcoxon-Test angewendet (Weiß 2013). Ebenso wurde die *false discovery rate* (FDR) angewandt. Zur eingehenden Orientierung diente die Betrachtung der ANOVA.

Als Signifikanzschwelle für den Nachweis systematischer Effekte wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p<0,05$ festgelegt.

3.6.1 ANOVA

Mit Hilfe der ANOVA wurde untersucht, ob sich für die beiden Einflussfaktoren Gehgeschwindigkeit und Untersuchungssituation generelle Effekte auf die Muskelaktivität beim Gehen bzw. gegenseitige Interaktionen nachweisen lassen. Auch der Einfluss des Zwischensubjektfaktors Geschlecht wurde geprüft.

Die beschriebene Varianzanalyse wurde für die mittleren Amplitudenwerte, die relativen Amplitudenanteile und die relative Schwankungsbreite (Range) für jeden der 12 untersuchten Muskeln einzeln, sowie für gepoolte Daten durchgeführt.

3.6.2 Zeitunabhängige Daten

Zentrale Fragestellung für die statistische Prüfung der zeitunabhängigen Daten war der Einfluss einer Veränderung der Untersuchungssituation bei gleicher Gehgeschwindigkeit auf die Aktivität der Muskulatur. Entsprechend der Vorgehensweise bei zeitabhängigen Daten wurden die drei verschiedenen Untersuchungssituationen miteinander verglichen (U1 ohne Bandage; U2 mit Bandage; U3 nach dreistündigem Tragen der Bandage). Dazu wurden zum einen die gemittelten Absolut- und Relativwerte, zum anderen die relative Schwankungsbreite betrachtet. Bei diesen Parametern war jeweils die absolute, bei den Absolut- und Relativwerten auch die prozentuale Differenz zwischen zwei verschiedenen Untersuchungssituationen von Interesse. Zur Prüfung von systematischen Effekten wurde für die absoluten Differenzen der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben verwendet. Die Berechnungen erfolgten einzeln für beide Geschlechter sowie für beide Geschlechter zusammen.

3.6.3 Zeitabhängige Daten

false discovery rate:

Die *false discovery rate* (im folgenden FDR) ist ein statistisches Verfahren und wird bei multiplen Testproblemen als Korrekturverfahren angewandt. Sie bildet die Grundlage der statistischen Auswertung der zeitabhängigen dynamischen Daten. Die Entwicklung dieses Verfahrens beruht auf der Kumulierung von Alphafehlern oder Fehlern 1. Art bei multiplen Tests. Ein Alphafehler beim Test einer Hypothese liegt vor, wenn die Nullhypothese fälschlicherweise abgelehnt wird, also systematische Unterschiede fälschlicherweise angenommen werden. Die FDR berücksichtigt die Tatsache, dass mit Zunahme der Tests auch das Auftreten von Alphafehlern zunimmt. Daraus resultiert, dass sich das geforderte Signifikanzniveau nach dem Rang des zugehörigen Signifikanzniveaus richtet, sich also die Signifikanzniveaus multipel durchgeführter Tests in Abhängigkeit von der Anzahl der möglichen Tests unterscheiden und an diese angepasst werden. (Benjamini und Hochberg 1995)

Die einzelnen Tests der zeitabhängigen Daten einer normierten Zeitverlaufskurve besitzen unterschiedliche Signifikanzniveaus. Wie oben beschrieben, wurde ein Schrittzklus in 201 Einzelwerte unterteilt. Um Aussagen über systematische Effekte durch das Tragen der

Bandage treffen zu können, muss die festgelegte Irrtumswahrscheinlichkeit ($\alpha=0,05$) durch die Anzahl der Tests (Einzelwerte) geteilt werden (Benjamini und Hochberg 1995). Somit ergibt sich beispielsweise ein Signifikanzniveau von $0,05/201=0,000248$ für den ersten und niedrigsten p-Wert, ein Signifikanzniveau von $0,05/200=0,000250$ für den zweiten p-Wert. Sobald ein p-Wert die Signifikanzgrenze überschreitet, wird der Algorithmus abgebrochen und es ist keine weitere Signifikanz mehr nachzuweisen. Hierzu wurde ein Excel-Makro herangezogen.

Wilcoxon-Test:

Die statistische Untersuchung der zeitabhängigen Daten erfolgte in Hinblick auf die Fragestellung, ob die Untersuchungssituation und damit das Tragen der Bandage einen Einfluss auf die zeitabhängigen Parameter aufweist. Hierfür wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben, sowohl für die Amplitudenverlaufskurven als auch für die Koordinationsmuster, herangezogen. Jede Gehgeschwindigkeit wurde separat betrachtet. Die drei verschiedenen Untersuchungssituationen (U1 ohne Bandage; U2 mit Bandage; U3 nach dreistündigem Tragen der Bandage) wurden jeweils miteinander verglichen. Getestet wurde für alle fünf Gehgeschwindigkeiten, sodass sich für jede Geschwindigkeit jeweils drei gegenüberzustellende Situationen ergaben: U1 vs. U2; U1 vs. U3; U2 vs. U3.

4. Ergebnisse

Die Aufzeichnung der Muskelaktivität erfolgte für beide Körperhälften seitengetrennt. Physiologisch interagieren beide Körperhälften miteinander und lassen sich in ihrem Einfluss auf die Körperbewegung nicht voneinander trennen. Bei den Messungen auf dem Laufband sind durch wechselnde Gegenbewegungen beim Laufen zwar asymmetrische Kräfte aufgetreten, jedoch kann insgesamt von einem Kraftvektor in der Sagittalebene ausgegangen werden. *Beckers* und *Deckers* beschreiben den Körperschwerpunkt als imaginären Punkt, der auf der senkrechten Mittellinie des Körpers ventral des zweiten sakralen Wirbels liegt (Beckers und Deckers 1997). Da die Auswahl der Probanden strengen Ausschlusskriterien, insbesondere hinsichtlich des Vorliegens orthopädischer Befunde, unterlag, kann davon ausgegangen werden, dass die Probanden durchgehend gesund waren und ein symmetrisches Gangbild aufwiesen. Weiterhin konnte mithilfe einer vorgeschalteten Varianzanalyse nachgewiesen werden, dass es in der überwiegenden Mehrzahl keine systematischen Seiteneinflüsse gab. Daher wurden im Folgenden die seitengetrennten Daten für die Darstellung der Ergebnisse gepoolt. Dies führte durch Zusammenfassungen zu einer größeren Übersichtlichkeit, sowie zu einer Verstärkung systematischer Effekte.

4.1 Zeitunabhängige Daten

4.1.1 ANOVA

Einen Überblick über die Gesamtstatistik der dynamischen Messergebnisse bietet die Varianzanalyse oder ANOVA. Mithilfe dieser Analyse lässt sich der Einfluss der Faktoren Untersuchungssituation, Geschlecht und Gehgeschwindigkeit auf die muskuläre Aktivität sowie die Interaktion der Faktoren untereinander abbilden. Die Varianzanalyse wurde für alle zeitunabhängigen Parameter (mittlere Amplitude, relativer Amplitudenanteil, relative Schwankungsbreite/Range) durchgeführt. Zur Visualisierung der Ergebnisse der Varianzanalyse wurden farbkodierte „Maps“ verwendet. Diese ermöglichen eine simultane Darstellung des Einflusses der beiden Parameter Gehgeschwindigkeit und Untersuchungssituation auf die zeitunabhängigen Daten. Signifikante Werte $p < 0,05$ sind fett gedruckt.

4.1.1.1 ANOVA für gepoolte Amplitudenwerte

Muskel	U-Situation	U-Situation * Geschl.	v	v * Geschl.	U-Situation * v	U-Situation * v * Geschl.	Geschl.
RA	0,165	0,480	<0,001	0,016	0,315	0,907	0,117
OI	<0,001	0,728	<0,001	0,421	0,008	0,194	0,199
OE	<0,001	0,226	<0,001	0,228	0,001	0,470	0,001
MF	<0,001	0,782	<0,001	0,034	0,302	0,949	0,001
ICO	0,007	0,390	<0,001	0,019	0,003	0,014	0,657
LO	<0,001	0,857	<0,001	0,012	0,013	0,525	0,019

Tabelle 3: Untersuchungssituation: keine Bandage bzw. Tragen der Bandage; v: Gehgeschwindigkeit; Geschl.: Geschlecht der Teilnehmer

In der durchgeführten Varianzanalyse zeigt sich für die mittleren Amplitudenwerte ein durchgehend hochsignifikanter Einfluss des Faktors Gehgeschwindigkeit auf die mittlere Amplitudenhöhe. Für alle Muskeln außer dem RA zeigt die Untersuchungssituation zumeist ebenfalls einen hochsignifikanten Einfluss auf die Amplitudenwerte. Zudem zeigt sich ein signifikanter Einfluss des Zwischensubjektfaktors Geschlecht auf den Bauchmuskeln OE sowie die Rückenmuskeln MF und LO. Für einzelne Muskeln lassen sich signifikante Interaktionen innerhalb der Faktoren nachweisen: So werden beispielsweise Interaktionen für Gehgeschwindigkeit und Geschlecht, sowie für Untersuchungssituation und Gehgeschwindigkeit sichtbar. Es lassen sich keinerlei Interaktionen zwischen der Untersuchungssituation und dem Geschlecht zeigen.

4.1.1.2 ANOVA für gepoolte relative Amplitudenanteile

Muskel	U-Situation	U-Situation * Geschl.	v	v * Geschl.	U-Situation * v	U-Situation * v * Geschl.	Geschl.
RA	0,351	0,614	0,009	0,056	0,656	0,925	<0,001
OI	<0,001	0,27	0,489	0,008	<0,001	0,49	0,657
OE	<0,001	0,095	0,004	0,261	0,007	0,832	<0,001
MF	<0,001	0,801	<0,001	0,217	<0,001	0,978	0,019
ICO	<0,001	0,166	<0,001	0,448	0,433	0,003	0,006
LO	0,011	0,383	0,693	0,226	<0,001	0,225	0,167

Tabelle 4: Untersuchungssituation: keine Bandage bzw. Tragen der Bandage; v: Gehgeschwindigkeit; Geschl.: Geschlecht der Teilnehmer

Mit Ausnahme der Muskeln OI und LO ergibt die Varianzanalyse für die relativen Amplitudenwerte eine signifikante Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit. Bei diesen Muskeln zeigt sich, auch im Bezug auf das Geschlecht, kein signifikanter Einfluss. Wie schon

bei den absoluten Amplitudenwerten beobachtet, kann auch bei den relativen Amplitudenanteilen ein genereller Effekt der Bandage mit Ausnahme des RA nachgewiesen werden. Weiterhin ergibt die Varianzanalyse eine signifikante Interaktion zwischen den Einflussfaktoren Untersuchungssituation und Gehgeschwindigkeit.

4.1.1.3 ANOVA für die gepoolte normierte Range

Muskel	Situation	Situation * Geschl.	v	v * Geschl.	Situation * v	Situation * v * Geschl.	Geschl.
RA	<0,001	0,591	<0,001	0,277	0,579	0,336	0,018
OI	0,082	0,352	<0,001	0,191	0,057	0,834	0,043
OE	<0,001	0,132	<0,001	0,498	0,671	0,200	0,919
MF	<0,001	0,734	<0,001	0,001	0,380	0,323	0,010
ICO	<0,001	0,523	<0,001	0,006	0,450	0,101	0,619
LO	<0,001	0,308	<0,001	0,141	0,973	0,766	0,184

Tabelle 5: Untersuchungssituation: keine Bandage bzw. Tragen der Bandage; v: Gehgeschwindigkeit; Geschl.: Geschlecht der Teilnehmer

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen einen durchgehend hochsignifikanten Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf alle untersuchten Muskeln. Auch für die Untersuchungssituation ist mit Ausnahme des OI ein hochsignifikanter Einfluss auf die Schwankungsbreite zu beobachten. Geschlechtsspezifische Effekte lassen sich für die Muskeln RA, OI sowie MF feststellen. Bis auf die Muskeln MF und ICO werden zwischen den Einflussfaktoren Geschlecht und Gehgeschwindigkeit keine signifikanten Interaktionen ersichtlich.

Zusammenfassung der ANOVA:

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Gehgeschwindigkeit einen fast durchweg signifikanten Einfluss auf die zeitunabhängigen Daten der untersuchten Muskelgruppen hat. Abgesehen von einer geringen Zahl von Ausnahmen, lässt sich eine generelle Tendenz des Geschwindigkeitseinflusses für die untersuchten Parameter nachweisen.

Die Untersuchungssituation zeigt einen durchgehend signifikanten bis hochsignifikanten Effekt auf die Rückenmuskulatur und mit einigen Ausnahmen auch auf die Muskulatur des Bauches. Kein Effekt ist bei der mittleren Amplitude und dem relativen Amplitudenanteil für den RA nachweisbar, sowie für den OI bei Betrachtung der Range. Geschlechtsbedingte Einflüsse lassen sich keinem vereinfachten Schema unterordnen,

lediglich der MF unterliegt für alle zeitunabhängige Daten einem geschlechtsspezifischen Einfluss.

Die ANOVA gibt lediglich einen groben und wenig detaillierten Überblick über die Zusammenhänge unabhängiger Variablen. Um die Messergebnisse im Einzelnen detaillierter zu beleuchten und die nachweisbaren Interaktionen aufzudecken, erfolgt eine Visualisierung der Werte.

4.1.1.4 Maps

Die Ergebnisse der Varianzanalyse für die zeitunabhängigen Daten lassen sich mithilfe von sog. Maps visualisieren. Die Geschwindigkeiten (2 km/h bis 6 km/h) sind dabei jeweils auf der Abszissenachse, die drei Untersuchungssituationen (U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage, U3 mit Bandage nach 3h) auf der Ordinatenachse des Koordinatensystems der Maps aufgetragen. Die Farbkodierung stellt den niedrigsten Amplitudenwert einer Map in Schwarz, über Rotabstufungen bis hin zu dem höchsten Wert in Gelb dar. Hierbei ist zu beachten, dass eine getrennte Normierung für jeden Muskel und Parameter innerhalb einer jeden Map durchgeführt wird.

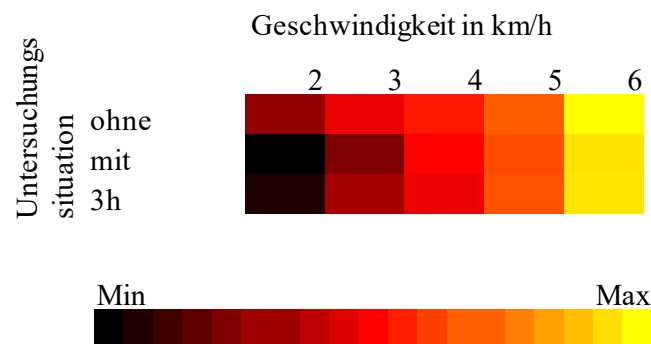


Abbildung 5: Beispielhafte Darstellung einer Map (Abszisse: Geschwindigkeit, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2, mit Bandage, U3 mit Bandage nach 3h) incl. Farbkodierung.

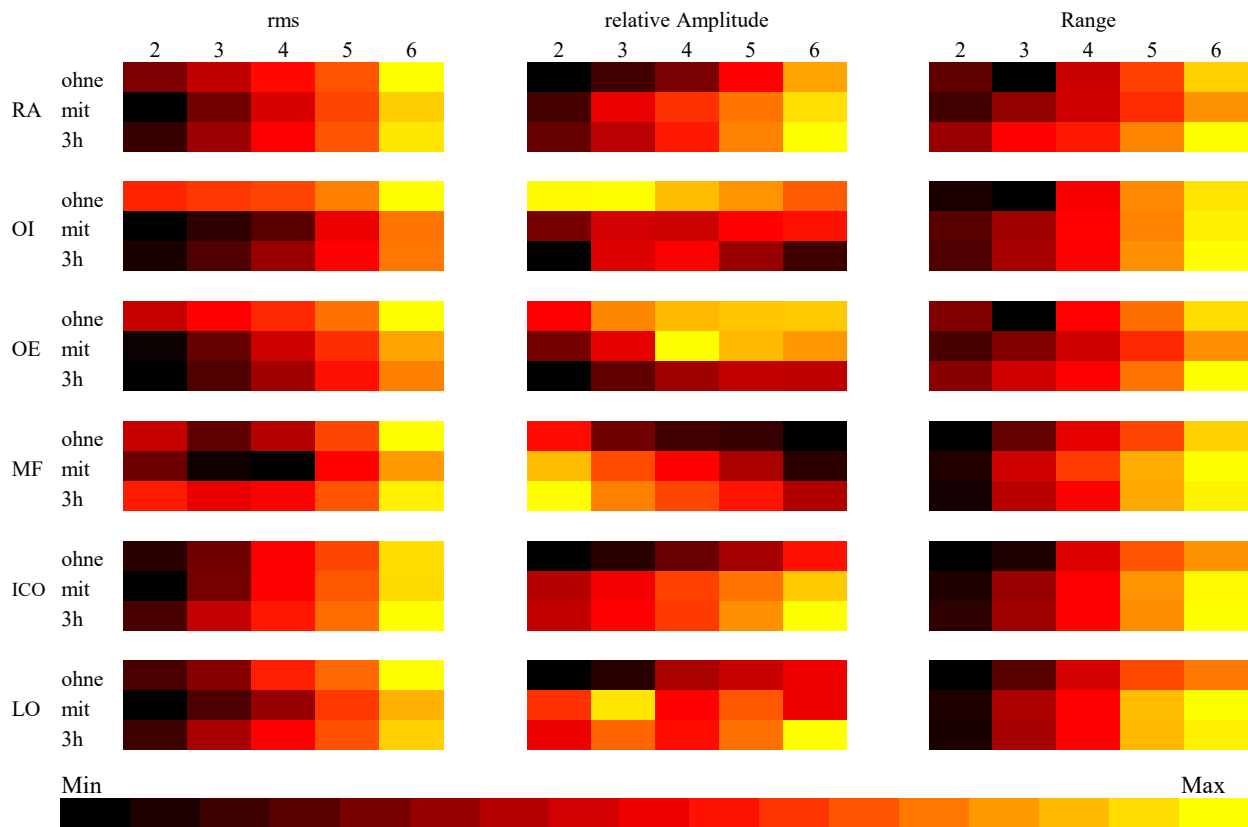


Abbildung 6: Darstellung der rms (mittlere Amplitude), der relativen Amplitude und der Range (relative Schwankungsbreite). Die Farbkodierung wurde für jeden Muskel und jeden Parameter getrennt normiert.

Die Betrachtung der Maps erfolgt nacheinander für alle drei zeitunabhängigen Parameter.

4.1.1.5 Mittlere Amplitude

Anhand der Maps für die mittleren Amplitudenwerte wird der systematische und die Darstellung dominierende Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Amplitude deutlich. Mit steigender Geschwindigkeit nimmt die mittlere Amplitude aller Muskeln zu. Für die Untersuchungssituation kann kein so einheitlicher Effekt nachgewiesen werden. Die Bauchmuskulatur zeigt eine durchgehende Verminderung der Amplitudenwerte nach Anlegen der Bandage (U1 vs. U2). Dieser Effekt ist auch nach dreistündigem Tragen für den OE noch zu beobachten. Sowohl der RA als auch der OI weisen eine erneute Zunahme im Vergleich zu U2, insgesamt jedoch eine Amplitudenabnahme verglichen mit U1 auf. Die Rückenmuskulatur zeigt ebenfalls eine Verminderung der Amplitudenwerte unmittelbar nach Anlegen der Bandage; nach dreistündigem Tragen kommt es jedoch zu einer erneuten Steigerung der Amplitude. Im Gegensatz zum Verhalten einiger Bauchmuskeln, kommt es hier hingegen zu keiner Zunahme der Amplitude im Vergleich U1 vs. U3. Allgemein ist eine

deutliche Interaktion zwischen den Einflussfaktoren Gehgeschwindigkeit und Untersuchungssituation sichtbar.

4.1.1.6 Relative Amplitude

Eine generelle Systematik für eine Aktivitätsveränderung der untersuchten Muskulatur kann im Gegensatz zu den mittleren Amplitudenwerten nicht gezeigt werden. Tendenziell nimmt der Anteil des RA und des ICO mit Anlegen der Bandage und mit steigender Gehgeschwindigkeit zu, für den OI ist das Gegenteil der Fall. Der Anteil des MF nimmt mit Anlage der Bandage zu und mit steigender Gehgeschwindigkeit ab, für den OE ist das Gegenteil der Fall. Eine Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit ist für den LO systematisch nicht zu beobachten, eine Zunahme der Anteilswerte durch die Bandage kann gezeigt werden.

4.1.1.7 Range

Die Visualisierung der Range ergibt erneut den deutlich ausgeprägten Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Phasizität. Weiterhin kann gezeigt werden, dass durch das Anlegen der Bandage fast durchgehend eine Zunahme der Range zu verzeichnen ist.

4.1.2 Einfluss der Untersuchungssituation

Für das Tragen der rumpfstabilisierenden Bandagen müssen verschiedene Situationen getrennt betrachtet werden: Zum einen das kurzfristige Tragen der Bandage, welche bei den Untersuchungen als Betrachtung der Untersuchungssituation 1 im Vergleich zur Untersuchungssituation 2 entspricht. Das langfristige Tragen der Bandage soll zum anderen mithilfe des Vergleichs der Situation 1 mit Situation 3, also einem dreistündigem Tragen der Bandage erfolgen. Weiterhin ist die Veränderung der Muskelaktivität zwischen den Untersuchungssituationen U2 und U3 zu betrachten, welche den Einfluss der Bandage bei kurzfristigem Tragen, dem Einfluss nach einer Tragedauer von drei Stunden gegenüberstellt. Die Farbkodierung der vergleichenden Map spiegelt das Ausmaß der Veränderung gegenüber der Ausgangssituation wider. Für den direkten Vergleich der mittleren Amplitude wurden im Vorlauf die Medianwerte der mittleren Amplitude aus den Betrachtungen in 4.1.1.4 -Maps- verwendet. Für jeden Muskel und jede Gehgeschwindigkeit wird nun folgende Berechnung durchgeführt:

(veränderte Untersuchungssituation) – (Ausgangs-Untersuchungssituation).

Einer positiven Differenz und damit einer Zunahme des Untersuchungsparameters (mittlere Amplitude, relative Amplitude, relative Schwankungsbreite) durch Veränderung der Untersuchungsstation wurde die Farbe Grün zugeordnet, einer negativen Differenz die Farbe Rot; eine fehlende Veränderung der Amplitude ist schwarz dargestellt. Die Ausgangssituation der Betrachtungen ist auf der linken Seite abgebildet: Die Differenzen der beiden betrachteten Situationen sind als Zahlen beispielhaft dargestellt. Auf dieser Basis erfolgte die Farbkodierung. Im Anschluss wurden nun alle Differenzen mit einem Signifikanzniveau $p < 0,05$ mit einem weißen Stern gekennzeichnet.

Jedoch müssen auch Einschränkungen dieser Darstellungsmethode beachtet werden. Die Farbkodierung wurde für jede Map getrennt vorgenommen. Eine Vergleichbarkeit der Maps ist also nur unter Berücksichtigung der unterhalb der Map angegebenen Maximum und Minimum Werte möglich.

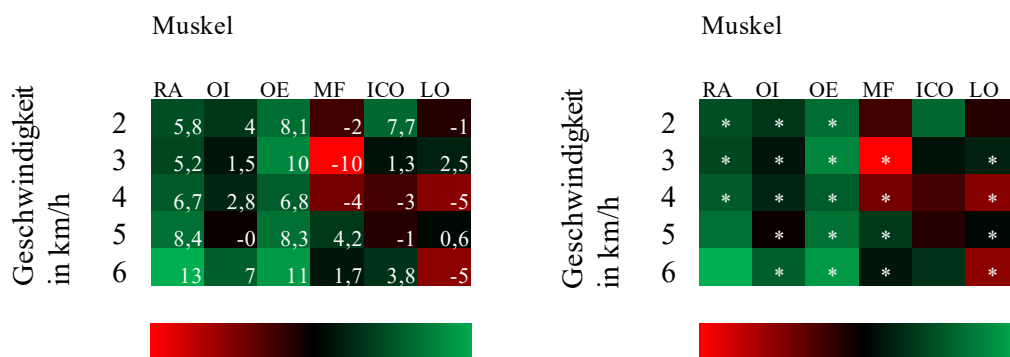


Abbildung 7: Beispielhafte Darstellung einer Map incl. Farbkodierung. Linke Abbildung: Differenz der gemittelten Amplituden und Farbkodierung. Rechte Abbildung: Darstellung der Differenzen mittels Farbkodierung und Markierung der Signifikanzen. Abszisse: betrachteter Muskel, Ordinate: Gehgeschwindigkeit in km/h.

4.1.2.1 Mittlere Amplitude: U1 vs. U2

Mithilfe der Maps sollen die Differenzen der Amplituden der beiden Untersuchungssituationen ohne Bandage – mit Bandage (U1 vs. U2) visualisiert werden. Die Farbkodierung orientiert sich an der Veränderung der Amplitude von U1 zu U2 (Amplitude U2 – Amplitude U1). Mit dieser Vorgehensweise werden Zunahmen der Amplitude in U2 als positive Werte (grün), Abnahmen der Amplitude als negative Werte (rot) dargestellt. Die jeweils oben stehende Abbildung zeigt die absoluten Amplitudendifferenzen, die untere Abbildung die prozentualen oder relativen Differenzen. Diese Normierung der

Amplitudenveränderungen auf das vorhandene mittlere Amplitudenniveau (relative Amplitudendifferenz) kann die auftretenden Veränderungen durch das Anlegen der Bandage differenziert darstellen.

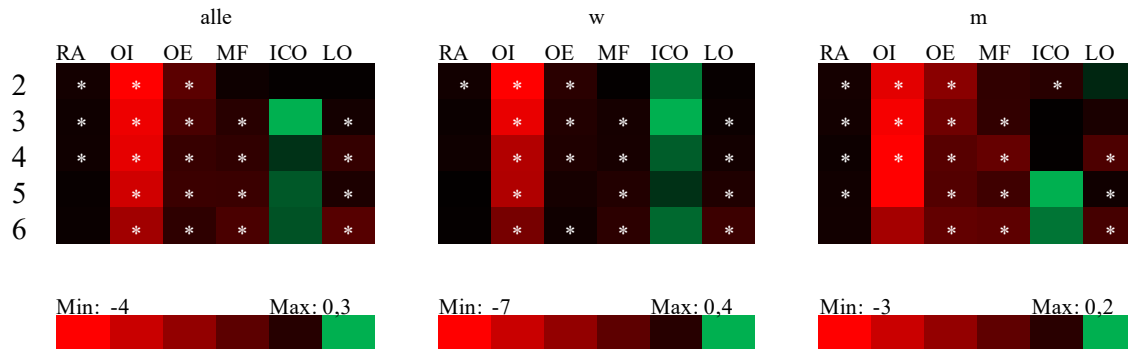


Abbildung 8: Darstellung der Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und Situationen mit angelegter Bandage für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie Frauen und Männer getrennt.

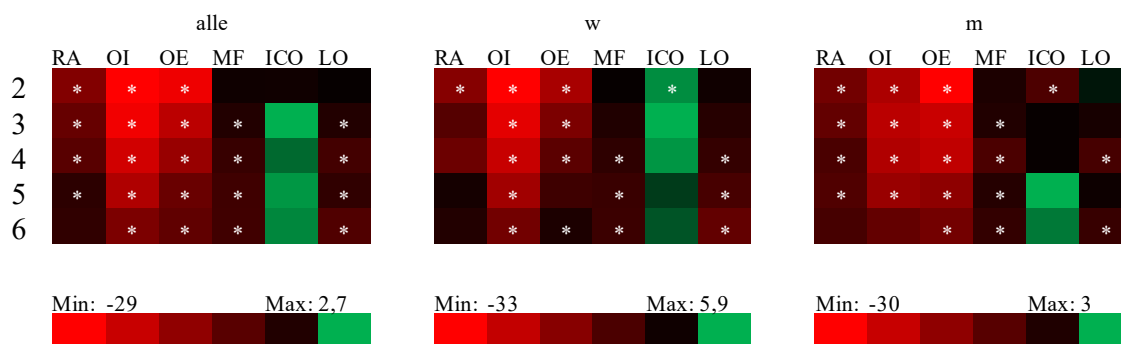


Abbildung 9: Darstellung der prozentualen Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und Situationen mit angelegter Bandage für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie Frauen und Männer getrennt.

Der M. obliquus internus erfährt durch das Anlegen der Bandage eine signifikante Verminderung der Amplitude. Dieser Effekt nimmt mit zunehmender Gehgeschwindigkeit, also sich erhöhenden Anforderungen ab; die Differenz beträgt -3,9 μ V (-29 %) bei 2 km/h und -2,5 μ V (-14 %) bei 6 km/h. Dieser Verminderung ist insbesondere bei den weiblichen Probanden durchgehend signifikant. Weiterhin kommt es für den M. obliquus externus durch das Anlegen der Bandage zu einer signifikanten Abnahme der Amplitude, auch hier sinkt die Abnahme mit zunehmender Gehgeschwindigkeit. Die Amplitudendifferenz ist hier jedoch etwas geringer, die Differenz beträgt bei 2 km/h -1,4 μ V (-27 %) und bei 6 km/h lediglich noch -0,7 μ V (-10%). Die Amplitude des M. rectus abdominis nimmt für niedrige

Gehgeschwindigkeiten signifikant an Amplitude ab, die Signifikanz bezieht sich insbesondere auf die männlichen Probanden. Die Rückenmuskeln Mm. multifidus et longissimus erfahren bei höheren Gehgeschwindigkeiten ebenfalls eine Amplitudenverringering im Sinne der oben beschriebenen Veränderungen, der M. iliocostalis weist einen leichten Anstieg auf. Die Effekte auf die Rückenmuskulatur sind jedoch deutlich geringer ausgeprägt als die Veränderung der muskulären Aktivität der Bauchmuskulatur.

4.1.2.2 Mittlere Amplitude: U1 vs. U3

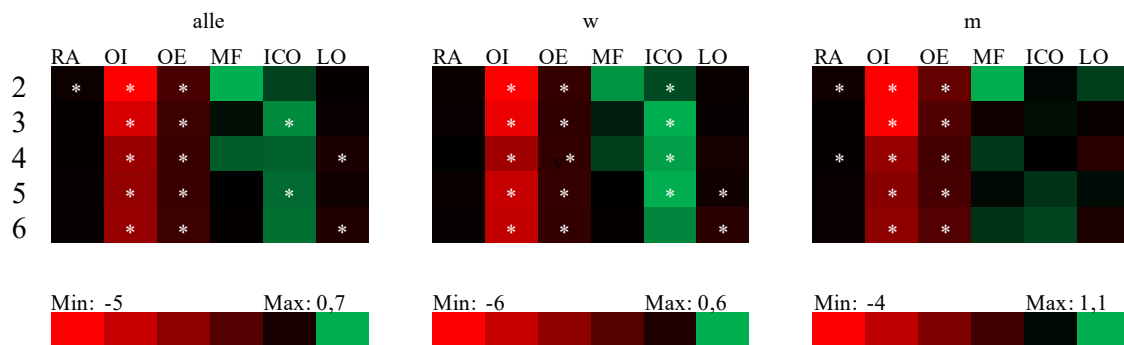


Abbildung 10: Darstellung der Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und Situationen nach 3h Tragedauer der Bandage. Darstellung für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

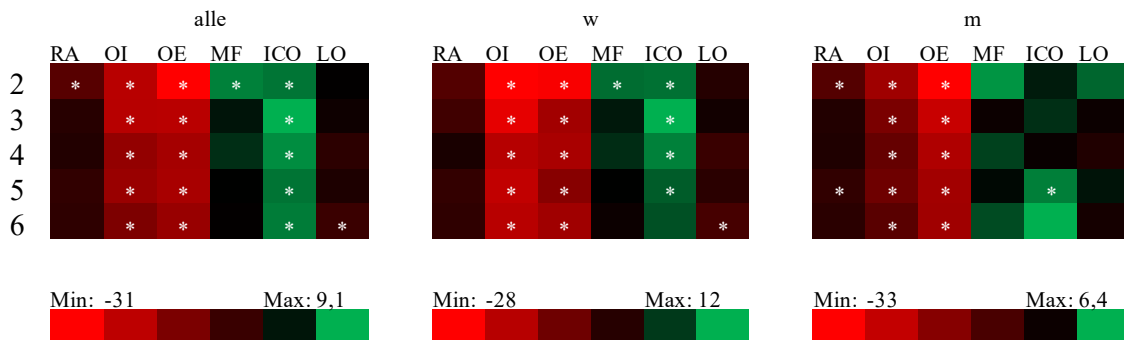


Abbildung 11: Darstellung der prozentualen Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und Situationen nach 3h Tragedauer der Bandage. Darstellung für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Bei Betrachtung der Differenz der mittleren Amplituden im Vergleich der Situationen ohne Tragen der Bandage und nach dreistündigem Tragen zeigen sich erneut systematisch signifikante Veränderungen für den OI (Maximaldifferenz -5,1 μ V bzw. -22 %) und den OE (Maximaldifferenz -1,4 μ V bzw. -30 %) zwischen den beiden Situationen. Diese

Amplitudenverringern bleibt in ihrem Ausmaß vergleichbar zur Situation direkt nach Anlegen der Bandage, schwächt sich für den RA deutlich ab (-14,9 % nach unmittelbarem Anlegen; -10,5 % nach dreistündiger Tragedauer). Die Amplituden nehmen mit dreistündigem Tragen der Bandage ab, mit zunehmender Gehgeschwindigkeit fällt diese Veränderung geringer aus. Dieser Effekt kann für alle Gehgeschwindigkeiten beobachtet werden. Eine durchgehende Signifikanz kann sowohl für beide Geschlechter gemeinsam, als auch für die getrennten Geschlechter gezeigt werden. Die Amplituden der Rückenmuskeln erhöhen sich tendenziell alle, ICO weist bei den weiblichen Probanden für nahezu alle Gehgeschwindigkeiten eine Zunahme der Amplitude auf, die Differenz bewegt sich in einem Bereich von 0,3 μV (7 %) bei 2 km/h und 0,6 μV (6 %) bei 5 km/h. MF zeigt eine deutliche Zunahme der Amplitude bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten. Für den RA sowie den LO ergeben sich nur punktuell signifikante Unterschiede.

4.1.2.3 Mittlere Amplitude: U2 vs. U3

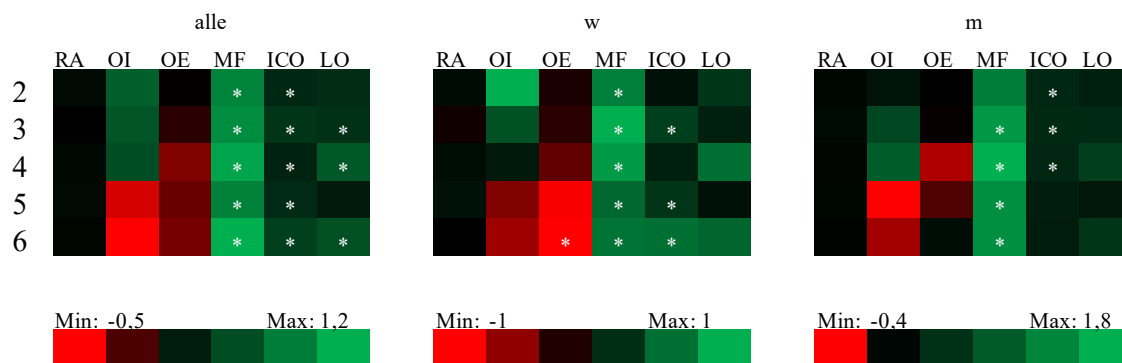


Abbildung 12: Darstellung der Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für alle applizierten Gehgeschwindigkeiten für die Situationen mit Bandage und Situation nach dreistündiger Tragedauer. Für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

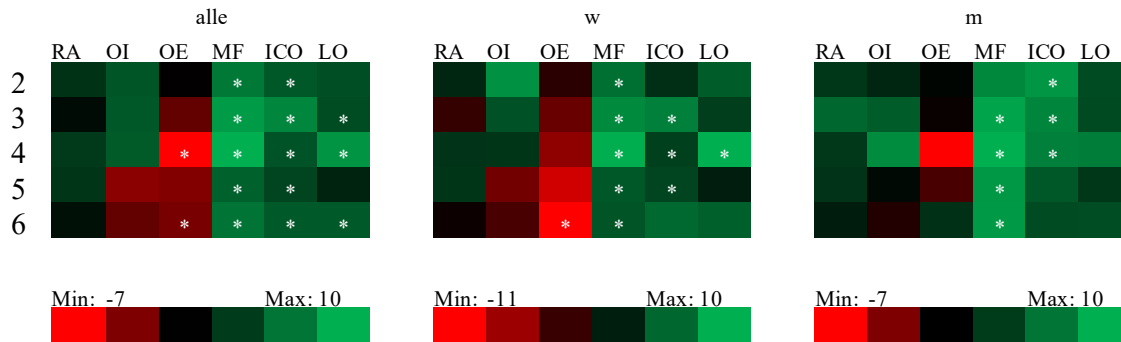


Abbildung 13: Darstellung der prozentualen Differenzen der mittleren Amplitudenwerte für alle applizierten Gehgeschwindigkeiten für die Situationen mit Bandage und Situation nach dreistündiger Tragedauer. Für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Bei Betrachtung der Resultate des Wilcoxon-Tests für die Differenzen der mittleren absoluten Amplitudenwerte waren signifikante Unterschiede insbesondere für den MF und ICO festzustellen. Der Effekt der Bandage auf die Amplitude nach dreistündiger Tragedauer im Vergleich zur Amplitude nach unmittelbarem Anlegen zeigt, dass die Amplitude des MF signifikant und mit steigenden Gehgeschwindigkeit zunimmt. Die Amplitude des ICO nimmt ebenfalls signifikant zu. Einzelne signifikante Veränderungen sind für den LO (Zunahme) und den OE (Abnahme) zu beobachten. Tendenziell kommt es für die Bauchmuskulatur bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten zunächst zu einer Amplitudenzunahme, welche dann für die höheren Geschwindigkeiten erneut abfällt.

Zusammenfassung – Einfluss der Bandage auf die mittlere Amplitude

Zusammenfassend können für den Einfluss der Bandage auf die mittlere Amplitude bei den zeitunabhängigen Parametern folgende Aussagen getroffen werden: Der M. obliquus internus erfährt unmittelbar durch das Anlegen der Bandage sowie nach dreistündiger Tragedauer einen signifikanten Abfall seiner mittleren Amplitude. Dieser Effekt trifft gleichermaßen auf den M. obliquus externus zu, die Amplitudendifferenz fällt hier jedoch geringer aus. Grundsätzlich ist festzuhalten, dass das Niveau der Amplitudenabnahmen durch Variierung der Situation deutlich stärker ausgeprägt war, als die Amplitudenzunahmen. Für die Rückenmuskulatur kommt es zu einem sehr interessanten Effekt: Vergleicht man die Amplituden U1 vs. U2 und U2 vs. U3 der Rückenmuskulatur fällt insbesondere für den M. multifidus eine Umkehr seines Verhaltens auf. Ist nach kurzfristigem Tragen der Bandage noch eine tendenzielle Abnahme der Amplituden für die Rückenmuskulatur im Vergleich zu U1 zu beobachten, kommt es nach dreistündigem Tragen zu einer Erhöhung der

Amplitudenwerte. Zeigen sich für den M. iliocostalis für die vorhergehenden Untersuchungen noch keine signifikanten Veränderungen, ist im Vergleich U2 vs. U3 ein signifikanter Anstieg der Amplitude zu beobachten. Der ICO scheint insbesondere bei den weiblichen Probanden eine Amplitudenveränderung durch Veränderung der Untersuchungssituation zu erfahren. Für den M. longissimus ist eine Abnahme der Amplitude nach unmittelbarem Anlegen zu beobachten, in der weiteren Analyse sind keine systematischen Veränderungen mehr zu erkennen. Im Vergleich der Situationen U2 vs. U3 imponiert somit, die Amplitudenabnahmen der Bauchmuskulatur bei höheren Gehgeschwindigkeiten ausgenommen, eine Zunahme der Amplituden der Rückenmuskulatur nach dreistündiger Tragedauer.

4.1.2.4 Relativer Amplitudenanteil: U1 vs. U2

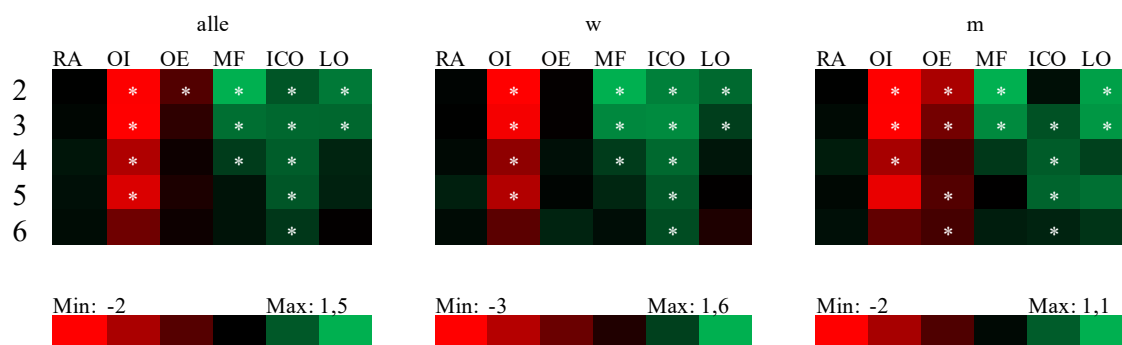


Abbildung 14: Darstellung der Differenzen der relativen Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und direkt nach Anlegen der Bandage für alle untersuchten Probanden gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Die relativen Amplitudenanteile geben einen Anhalt für eine Anteilsveränderung des jeweiligen Muskels an der Gesamtaktivität. Für die Rückenmuskulatur ist insbesondere für niedrige bis mittlere Gehgeschwindigkeiten eine systematische Zunahme des Anteils festzustellen. Dem gegenüber steht der signifikante Abfall des Anteils des Bauchmuskels OI. Der OE zeigt für die männlichen Probanden einen, bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten deutlichen, signifikanten Abfall des Anteils an der Gesamtamplitude. Für die weiblichen Probanden lässt sich dieser Effekt nicht nachweisen. Diese Anteilsveränderungen sind größtenteils für Gehgeschwindigkeiten unter 6 km/h zu erkennen.

4.1.2.5 Relativer Amplitudenanteil: U1 vs. U3

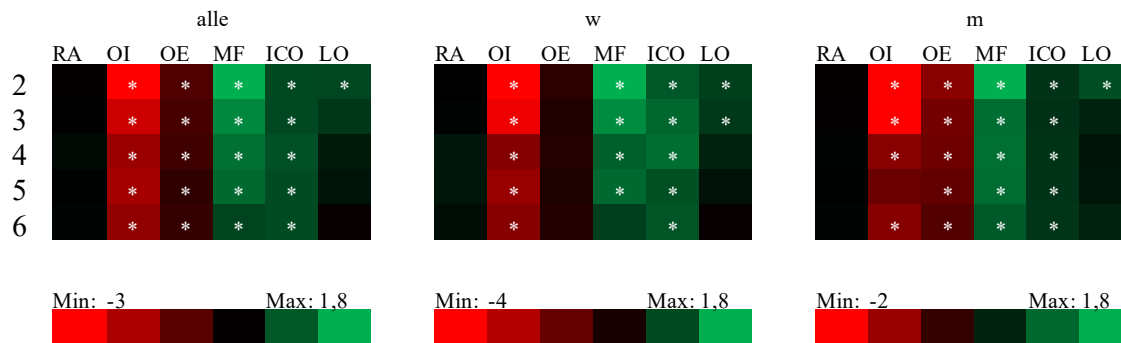


Abbildung 15: Darstellung der Differenzen der relativen Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und nach dreistündigem Tragen der Bandage. Darstellung für alle Probanden gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Nach dreistündiger Tragedauer kommt es im Vergleich zu der Situation direkt nach Anlegen der Bandage zu wesentlichen Änderungen. Es ist sehr eindrücklich zu sehen, dass die relativen Amplitudenanteile der Rückenmuskeln MF und ICO durchgehend signifikant zunehmen. Hier zeigt sich abermals für den MF, dass bei Zunahme der Gehgeschwindigkeit die Zunahme des Amplitudenanteils geringer ausfällt. Die beiden schrägen Bauchmuskeln OI und OE nehmen in ihrem Aktivitätsanteil signifikant ab. Bei den weiblichen Probanden kann keine Anteilsabnahme des OE beobachtet werden, dafür ist die Anteilsabnahme des OI im Schnitt doppelt so groß wie bei den männlichen Probanden. Es zeigt sich, dass die Anteilsabnahme des OI etwa der Summe der Anteilszunahme der Muskeln MF und ICO entspricht. Bei einer Gehgeschwindigkeit von 3 km/h nimmt der Anteil des OI um -2,2 % ab, der Anteil an der Gesamtamplitude von MF und ICO um 2,2 % zu; bei 5 km/h um -1,8 % ab und um 1,9 % zu.

4.1.2.6 Relativer Amplitudenanteil: U2 vs. U3

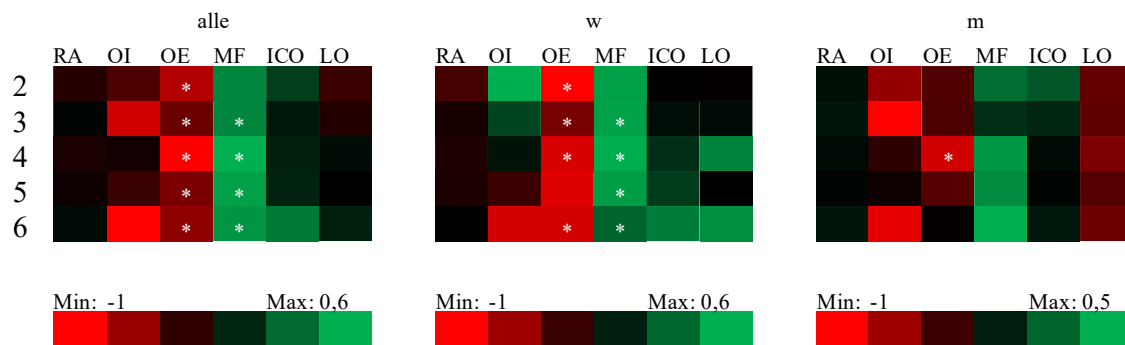


Abbildung 16: Darstellung der Differenzen der relativen Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten mit Bandage und Situation nach dreistündiger Tragedauer der Bandage. Für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Bei Betrachtung der Differenz der relativen Amplitudenanteile in der Situation direkt nach Anlage der Bandage und der Situation nach dreistündigem Tragen kommt es zu einer deutlichen Verminderung der initialen Effekte. Eine mögliche gegenläufige Anteilsveränderung zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur kann hier weiterhin beobachtet werden. Es gibt signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede: für die weiblichen Probanden ist eine deutliche Abnahme des relativen Amplitudenanteils des OE bei gleichzeitiger Erhöhung des MF und bei höheren Gehgeschwindigkeiten auch des ICO und LO zu beobachten. Bei den männlichen Probanden können keine systematischen Effekte nachgewiesen werden.

Zusammenfassung – Einfluss der Bandage auf die relative Amplitude

Zusammenfassend ist für den Einfluss der Bandage auf die relativen Amplitudenanteile festzuhalten, dass der Anteil des M. obliquus internus nach Anlage der Bandage und unabhängig von der Tragedauer eine Anteilsverminderung an der Gesamtamplitude aufweist. Der gegenteilige Effekt ist für den M. iliocostalis zu beobachten. Die Muskulatur des Rückens erfährt im Vergleich U1 vs. U2 einen Anstieg des Anteils bei niedrigen und mittleren Gehgeschwindigkeiten. Betrachtet man U1 vs. U3 ist die signifikante Anteilszunahme des M. multifidus durchgehend zu beobachten, mit zunehmender Geschwindigkeit nimmt diese Zunahme ab. Der Anteil des MF nimmt auch im Vergleich U2 vs. U3, hier jedoch etwas geringer ausgeprägt, zu. Für die Bauchmuskulatur ist zu beobachten, dass der M. obliquus externus lediglich nach dreistündiger Tragedauer eine Anteilsabnahme aufweist,

dieser Effekt ist bei den männlichen Probanden auch nach unmittelbarem Anlegen und für die weiblichen Probanden überhaupt nicht nachweisbar. Auch im Vergleich der Situationen U2 vs. U3 ist eine signifikante Abnahme des Amplitudenanteils für den OE zu beobachten. Es kommt zu keiner signifikanten Veränderung der Anteile für den M. rectus abdominis.

4.1.2.7 Relative Schwankungsbreite: U1 vs. U2

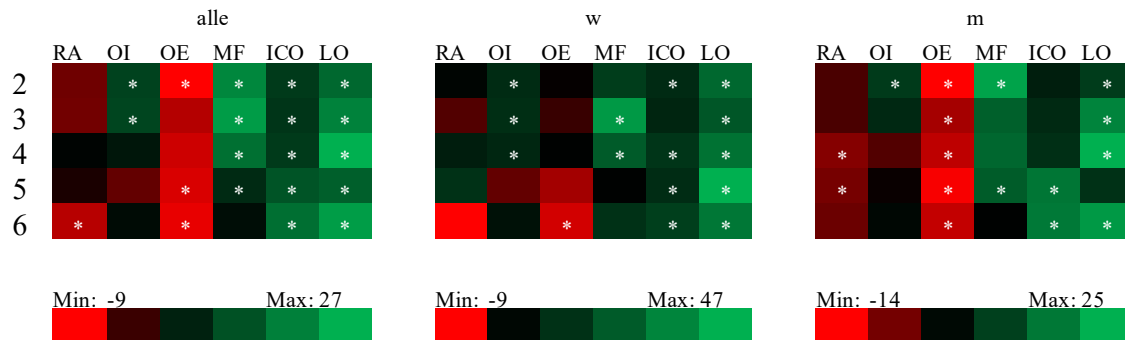


Abbildung 17: Darstellung der Differenzen der relativen Schwankungsbreite für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und direkt nach Anlegen der Bandage für alle Untersuchten Probanden gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Die relative Schwankungsbreite oder Range kann als Kennwert für die Phasizität der erhobenen Muskelamplituden gesehen werden. Das Anlegen der Rumpfbandage führt für die Rückenmuskulatur unmittelbar zu einer systematischen, signifikanten Zunahme der relativen Schwankungsbreite. Die Bauchmuskulatur und hier insbesondere der OE nehmen in ihrer Phasizität ab. Hierbei ist eine deutliche geschlechtsspezifische Trennung dieses Effekts mit durchgehender Signifikanz bei den männlichen Probanden und nahezu keiner Signifikanz bei den weiblichen Probanden sichtbar. Eine Ausnahme für die tendenziell verringerte Phasizität der Bauchmuskulatur bildet der OI. Dieser zeigt bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten analog zur Rückenmuskulatur eine signifikante Erhöhung der Range.

Die Farbkodierung jeder Map richtet sich nach dem jeweiligen Minimum und Maximum. Der Skalierung ist zu entnehmen, dass das Maximum mit einem Wert von 27 % dem Minimum von -9 % gegenüber deutlich überwiegt. Der Einfluss der Bandage hinsichtlich einer Erhöhung der Range ist somit deutlich stärker. Eine systematische Geschwindigkeitsabhängigkeit ist hier nicht zu beobachten.

4.1.2.8 Relative Schwankungsbreite U1 vs. U3

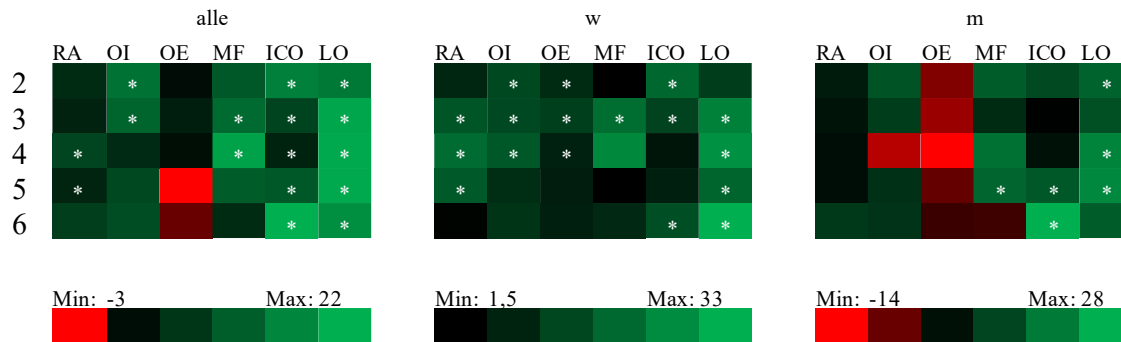


Abbildung 18: Darstellung der Differenzen der relativen Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten ohne Bandage und nach dreistündigem Tragen der Bandage. Darstellung für alle Probanden gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Betrachtet man die Veränderung der Phasizität nach dreistündigem Tragen der Bandage wird eine interessante Veränderung deutlich. Bis auf einige Ausnahmen, insbesondere den OE betreffend, wird eine Verstärkung der Phasizität durch Anlegen der Bandage deutlich. Die Stärke der Zunahme bzw. der Veränderung ist jedoch, im Vergleich zu Situation 4.1.2.7 -Relative Schwankungsbreite: U1 vs. U2-, deutlich geringer ausgeprägt.

4.1.2.9 Relative Schwankungsbreite U2 vs. U3

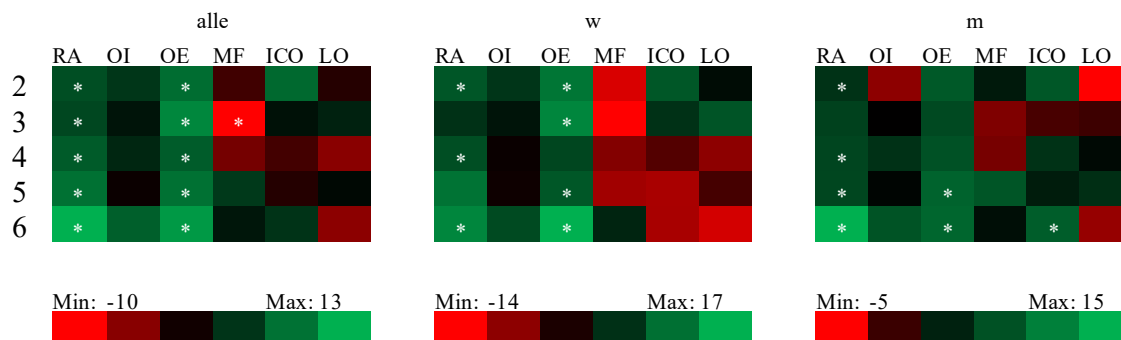


Abbildung 19: Darstellung der Differenzen der relativen Amplitudenwerte für die applizierten Gehgeschwindigkeiten mit Bandage und Situation nach dreistündiger Tragedauer der Bandage. Für alle untersuchten Personen gemeinsam, sowie für Frauen und Männer getrennt.

Bei Betrachtung der relativen Schwankungsbreite für den Vergleich der Phasizität unmittelbar nach Anlegen der Bandage und nach Tragen der Bandage über einen Zeitraum von drei Stunden ist eine, für den RA und den OE signifikante, Zunahme der Schwankungsbreite zu

beobachten. Weiterhin kommt es punktuell bei 3 km/h zu einer deutlichen Abnahme der Range für den MF.

Zusammenfassung – Einfluss der Bandage auf die relative Schwankungsbreite

Bei Betrachtung der Range unter Veränderung der Untersuchungssituationen können folgende Veränderungen der Phasizität beobachtet werden. Mit Anlegen der Bandage und unabhängig von der Tragedauer kommt es zu einer nahezu vollständig signifikanten Zunahme der Phasizität der Rückenmuskulatur. Die Bauchmuskulatur erfährt zunächst eine signifikante Abnahme der Range, insbesondere für die männlichen Probanden ist nach Anlage der Bandage die signifikante Abnahme der Phasizität für den M. obliquus externus zu beobachten. Die dreistündige Tragedauer führt dann zu einem erneuten Abfall der Phasizität. Im Vergleich der Situationen U2 vs. U3 fällt eine Zunahme der Range für die RA und OE auf. Grundsätzlich ist zu beachten, dass der Einfluss der Bandage hinsichtlich einer Erhöhung der Range deutlich stärker ausgeprägt ist.

4.2 Zeitabhängige Daten

4.2.1 Aktivitätscharakteristik bei Veränderung der Untersuchungssituation

Im Folgenden werden die OEMG-Amplituden in Bezug auf den normierten Schritt als absolute sowie relative Amplitudenverlaufskurven mithilfe von farbkodierten Maps visualisiert. Die Darstellungen bilden abermals die gepoolten Daten für je einen Muskel beider Körperseiten ab und beginnen mit dem Zeitpunkt des ipsilateralen Fersenaufsatzes. Es wird jeweils ein Gangzyklus abgebildet, also die gesamte Aktivität zwischen dem Aufsetzen der Ferse (Fersenkontakt, engl.: *heel strike*) und dem darauffolgenden Fersenkontakt des gleichen Fußes. Ein vollständiger Gangzyklus umfasst eine Standphase und eine Schwungphase (Beckers und Deckers 1997). Sämtliche, nach einem Korrekturalgorithmus (siehe Methodik 3.4.3 Dynamische Daten) verbleibende Schritte wurden auf 100 % zeitnormiert und in Form von Maps mit einer Genauigkeit von 0,5 % (201 Einzelwerte) für jeden Muskel einzeln quantifiziert, siehe Abbildung 20. Die 201 Einzelwerte sind dabei jeweils auf der Abszissenachse, die beiden zu vergleichenden Situationen (U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage, U3 dreistündiges Tragen der Bandage) je nach Fragestellung (U1 vs. U2, U1 vs. U3, U2 vs. U3) auf der Ordinatenachse des Koordinatensystems der Maps für jede

Gehgeschwindigkeit aufgetragen. Um statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Amplitudenverlaufsdaten zu erkennen, wurde ein Wilcoxon-Test durchgeführt. Bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wurde ein schwarzer Balken über der Map eingefügt. Die Farbkodierung stellt den niedrigsten Amplitudenwert einer Map in Schwarz, den höchsten in Gelb dar. Genauer kann der Minimum-Maximum-Farbkodierung entnommen werden. Hierbei ist zu beachten, dass eine getrennte Normierung für jeden Muskel und jede Gehgeschwindigkeit innerhalb einer jeden Map durchgeführt wurde.

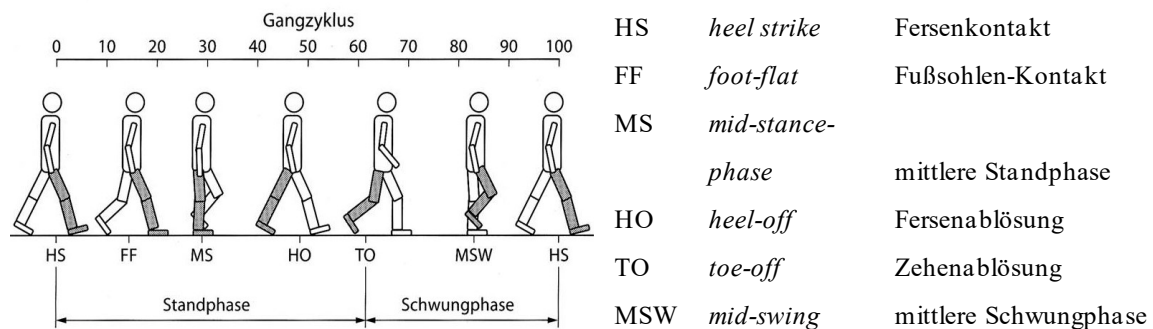


Abbildung 20: Phasen und charakteristische Zeitpunkte innerhalb eines Gangzyklus, nach (Beckers und Deckers 1997)

Nach Sichtung der Ergebnisse werden für den Vergleich der Situationen U2 mit Bandage und U3 nach 3h lediglich signifikante Ergebnisse für die M. multifidus et iliocostalis bezogen auf die absoluten Amplituden sowie für die Mm. rectus abdominis, obliquus externus et iliocostalis bezogen auf die Koordinationsmuster nachgewiesen. Aus diesem Grund wird von der Darstellung eines Situationsvergleichs für die anderen Muskeln abgesehen.

Zunächst wird in Form von normierten Amplitudenverläufen der quantitative Einfluss der Untersuchungssituation, also der Einfluss der Bandage, betrachtet. Zur Klärung der Frage, ob mit Anlegen der Bandage bzw. verlängerter Tragedauer in die intramuskuläre und zeitliche Abfolge der Aktivitätscharakteristik des Muskels eingegriffen wird, werden außerdem muskuläre Koordinationsmuster untersucht.

Erwartungsgemäß bestätigen sich die Ergebnisse der zeitunabhängigen Betrachtungen: Die steigende Gehgeschwindigkeit hat, im Gegensatz zum Einfluss der Bandage, einen nahezu durchgehenden Anstieg der mittleren Amplitude und deutliche Zunahme der Phasizität zur Folge.

4.2.1.1 M. rectus abdominis

U1 vs. U2

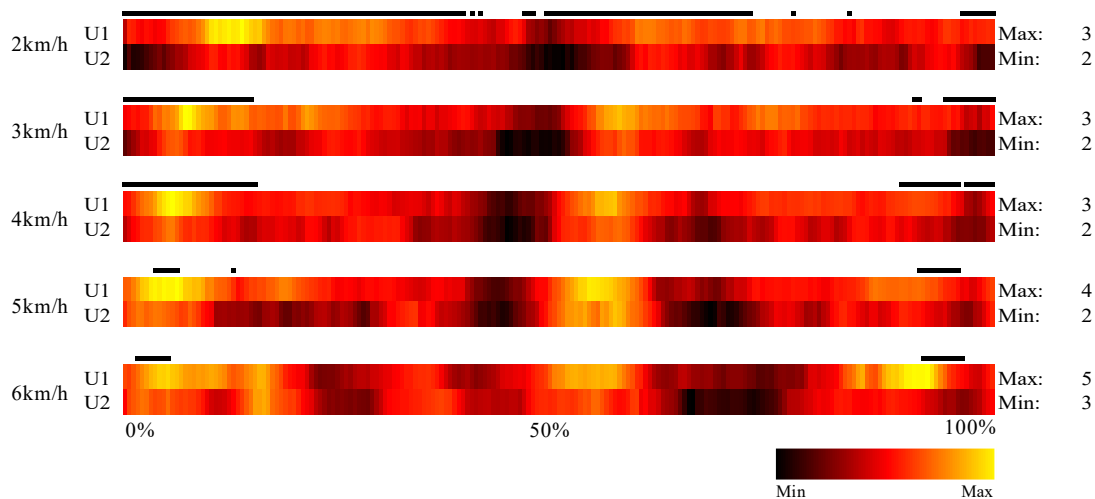


Abbildung 21: RA: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

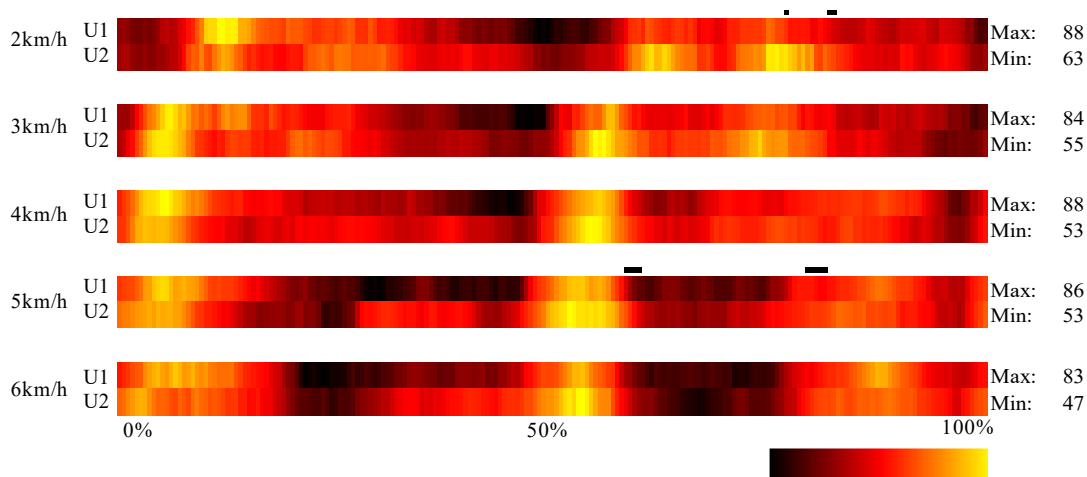


Abbildung 22: RA: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

In Abbildung 21 ist die Aktivitätscharakteristik für den RA über alle Gehgeschwindigkeiten zur Darstellung des Effekts der Bandage auf die absoluten Amplituden dargestellt. Insbesondere bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten wird eine signifikante Abnahme der Amplitude über den kompletten Gangzyklus deutlich. Bei der Betrachtung aller Gehgeschwindigkeiten ist eine signifikante Abnahme der Amplitude kurz vor, sowie direkt

nach dem ipsilateralen Fersenkontakt nachweisbar. Das intramuskuläre Aktivitätsverhalten ändert sich dahingegen nur gering; es zeigen sich punktuell signifikante Zunahmen der auf das vorkommende Maximum bezogenen Amplitudenanteile.

U1 vs. U3

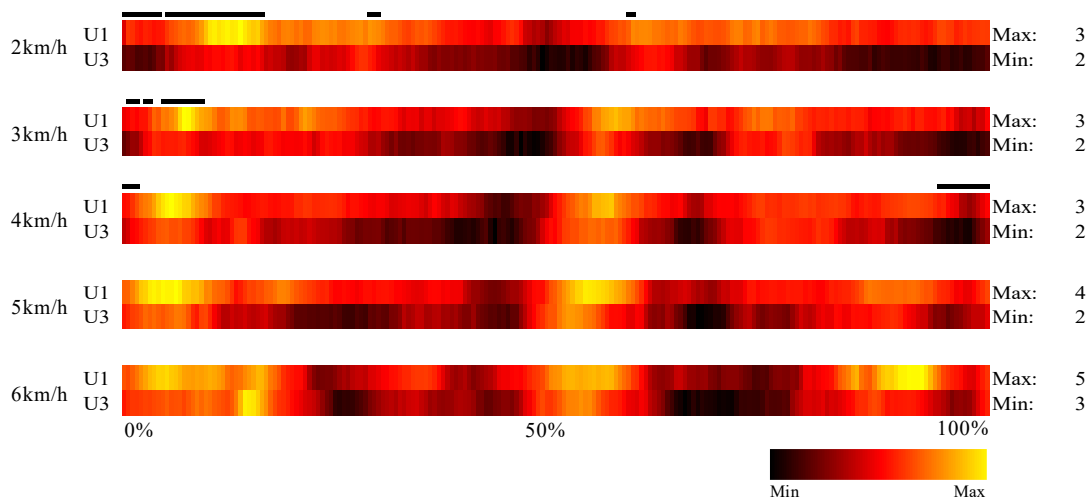


Abbildung 23: RA: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

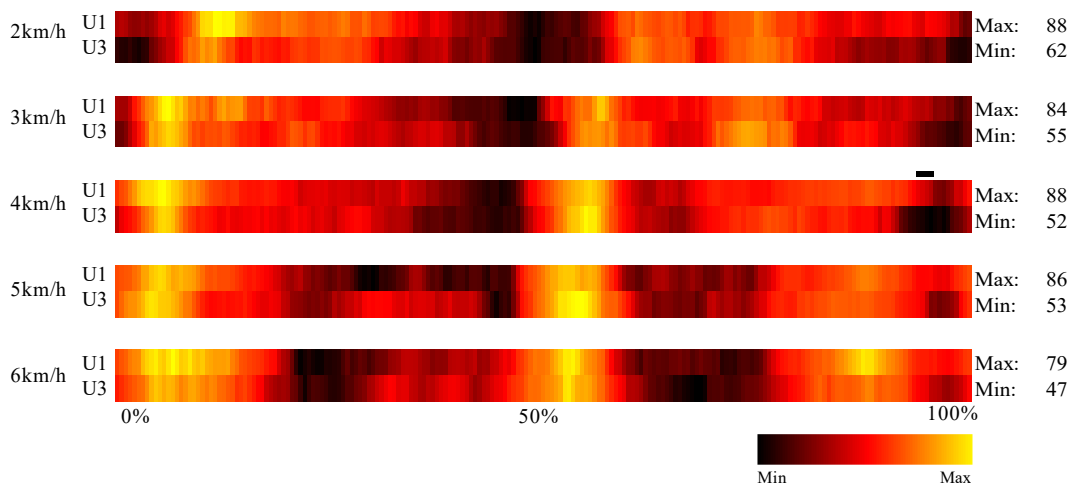


Abbildung 24: RA: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der absoluten Amplituden zeigt sich, dass der Effekt der Bandage nach dreistündigem Tragen deutlich geringer ausfällt, als die Änderungen nach unmittelbarem

Anlegen (s.o.). Auch für die Koordinationsmuster zeigen sich nahezu keine signifikanten Veränderungen.

U2 vs. U3

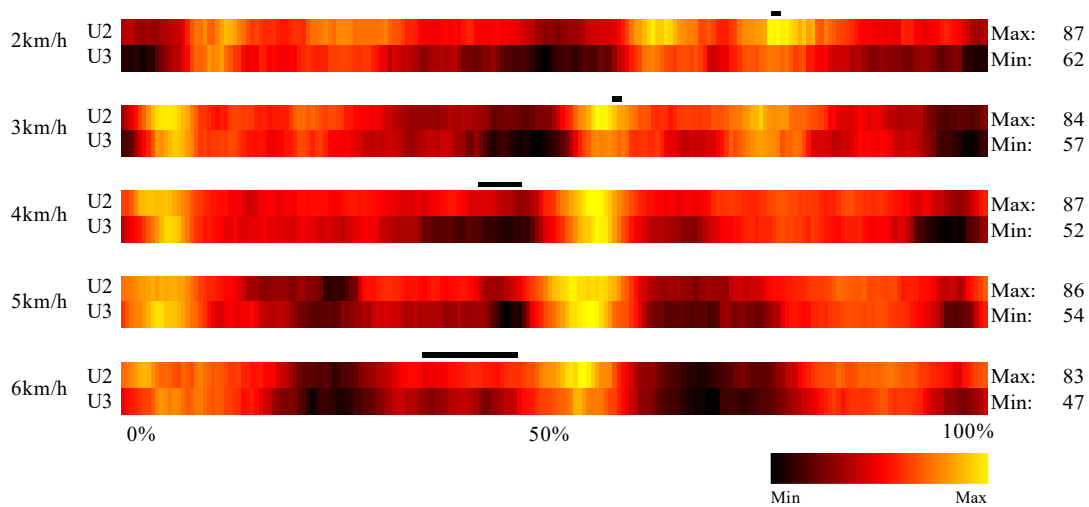


Abbildung 25: RA: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U2 mit Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Der Vergleich der Amplitudencharakteristik zwischen der Situation unmittelbar nach Anlegen der Bandage mit der Situation nach dreistündigem Tragen zeigt für die absoluten Amplituden nahezu keine Signifikanzen. Bei Betrachtung der Koordinationsmuster lässt sich eine signifikante Änderung des Koordinationsverhaltens für die Gehgeschwindigkeiten 4 km/h und 6 km/h beobachten. Zum Ende der Standphase bzw. kontralateralen Fersenaufsatzes nimmt der Anteil des RA an der Gesamtamplitude signifikant ab.

4.2.1.2 M. obliquus internus

U1 vs. U2

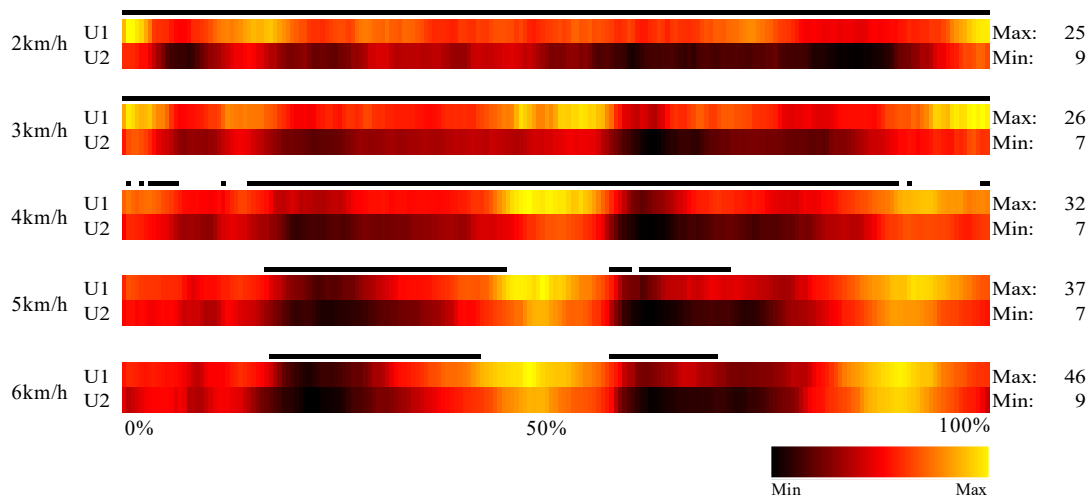


Abbildung 26: OI: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

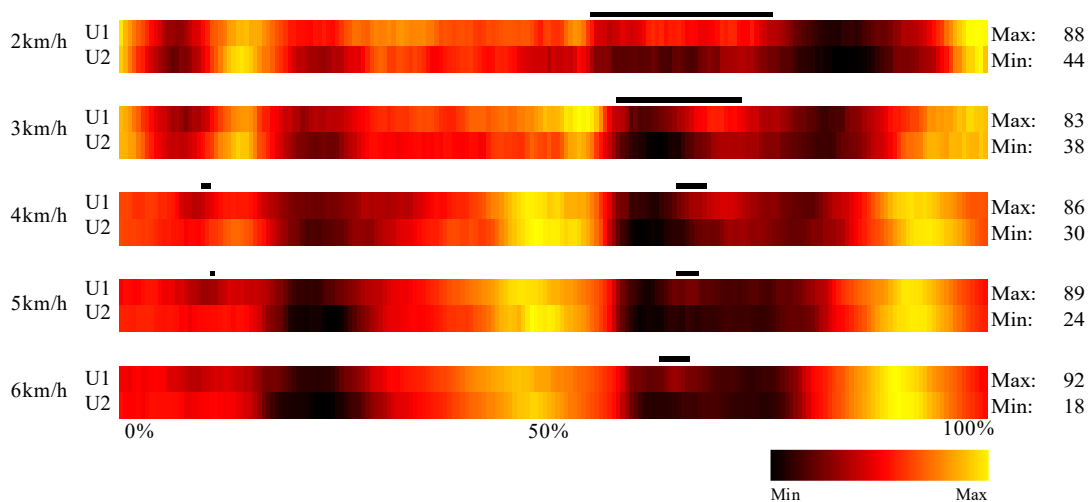


Abbildung 27: OI: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der mittleren Amplituden zeigen sich für den OI systematische, signifikante Veränderungen zwischen den betrachteten Situationen. Die Veränderungen werden insbesondere bei niedrigen und mittleren Gehgeschwindigkeiten deutlich. Hier zeigt sich bei Gehgeschwindigkeiten bis zu 4 km/h eine signifikante Abnahme der Amplitude nach

unmittelbarem Anlegen der Bandage über nahezu den kompletten Gangzyklus. Die Phasen systematischer Amplitudenunterschiede verkürzen sich mit zunehmender Gehgeschwindigkeit. Hier zeigt sich eine signifikant verstärkte Abnahme sowie Verlängerung des ohnehin niedrigen Amplitudenniveaus; insbesondere in der Standphase kommt es zu der beschriebenen Verlängerung des Amplitudentals. Gleichzeitig ist für die Koordinationsmuster eine Abnahme der auf das vorkommende Maximum bezogenen Amplitudenanteile in der Schwungphase über alle Gehgeschwindigkeiten, aber mit abnehmender Signifikanz bei Zunahme der Geschwindigkeit, nachweisbar.

U1 vs. U3

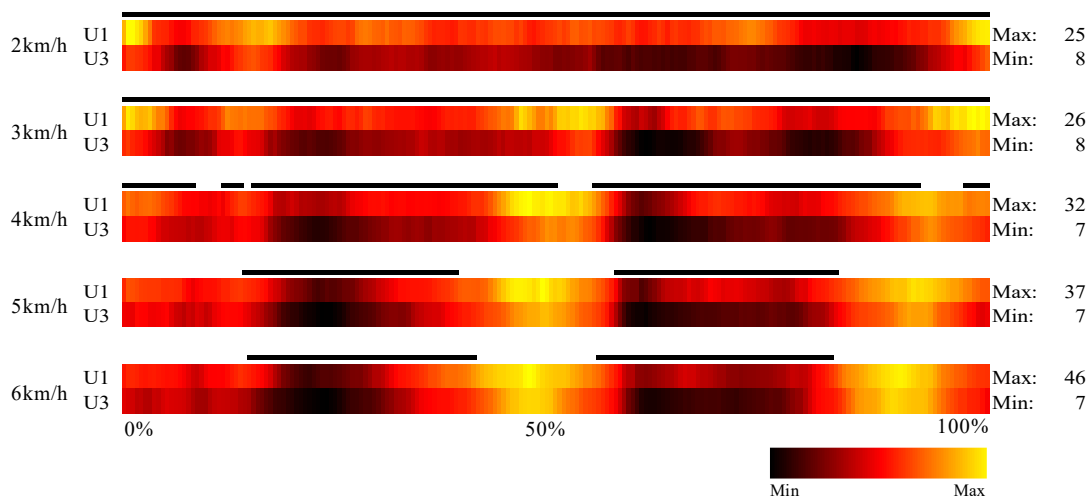


Abbildung 28: OI: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

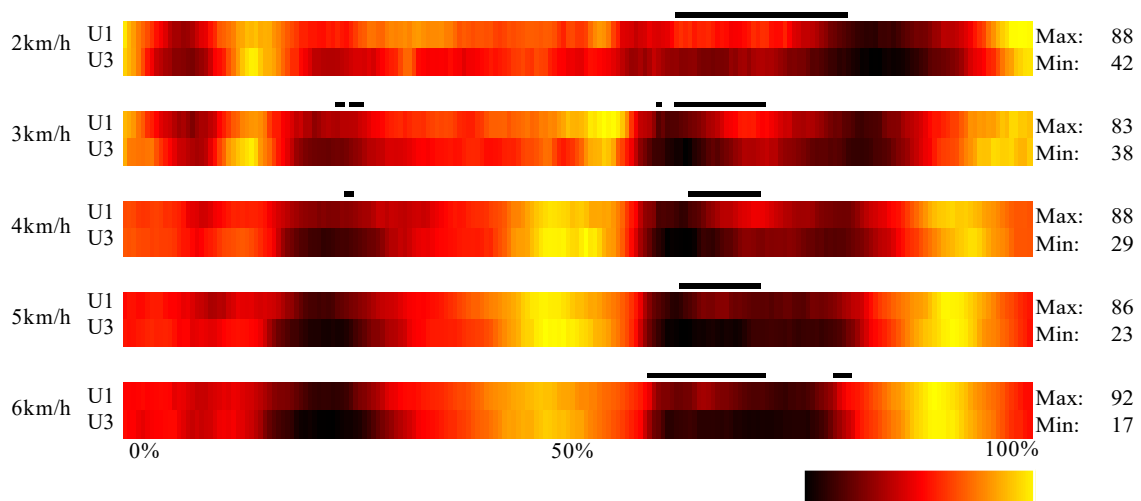


Abbildung 29: OI: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung des Einflusses der Bandage auf die Veränderungen der mittleren Amplitude sowie der Koordinationsmuster kommt es nach dreistündigem Tragen der Bandage zu nur unwesentlich weiteren Änderungen der Amplitudenwerte, die vor allem die Amplitudensenke der frühen Schwungphase betreffen und dort zu durchweg verminderten Amplitudenwerten führen.

U2 vs. U3

Der Vergleich zwischen dem unmittelbaren Anlegen der Bandage und einer dreistündigen Tragedauert führt zu keiner signifikanten Veränderung der absoluten Amplituden und der Koordinationsmuster. Daher wird auf eine Visualisierung an dieser Stelle verzichtet.

4.2.1.3 M. obliquus externus

U1 vs. U2

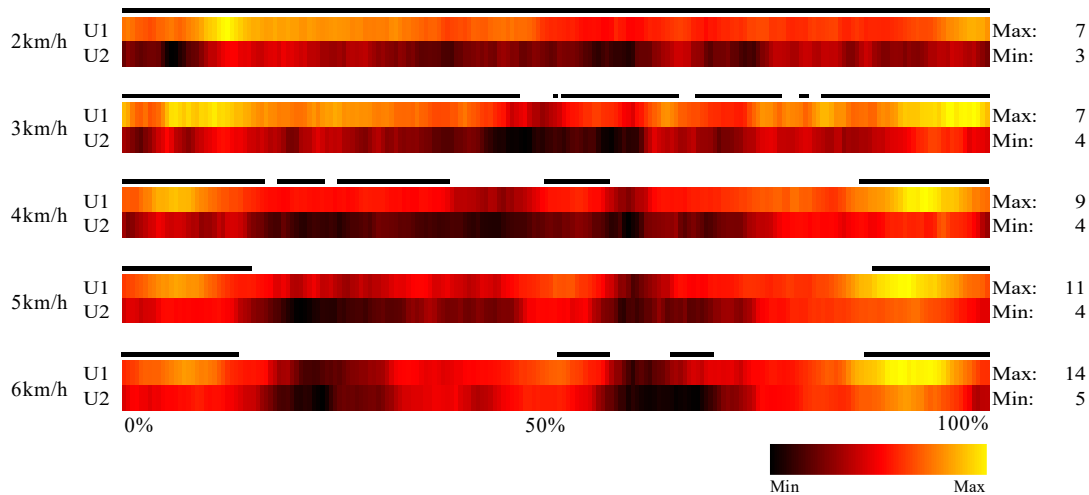


Abbildung 30: OE: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

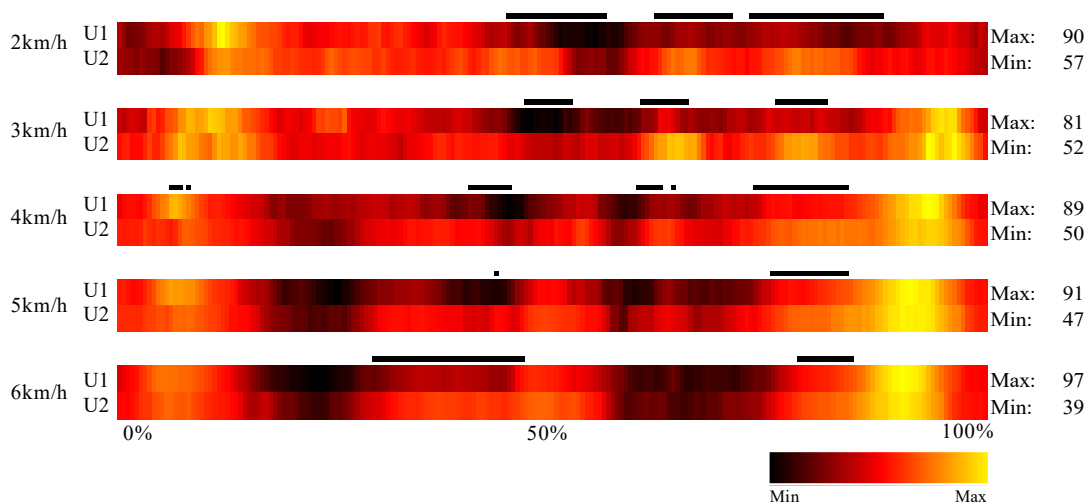


Abbildung 31: OE: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der mittleren Amplituden für den OE zeigt sich eine nahezu durchgehende Abnahme der Amplitude bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten, die sich auf eine Abnahme der Amplitudenspitze vor dem ipsilateralen Fersenaufsatz sowie während der frühen Standphase für hohe Geschwindigkeiten reduziert.

Für die Koordinationsmuster sind interessanterweise Zunahmen der auf das vorkommende Maximum bezogenen Amplitudenanteile zu beobachten. Bei allen untersuchten Gehgeschwindigkeiten finden sich in der mittleren Schwungphase geringere Abstände zum vorkommenden Maximum. Außerdem ist das für hohe Gehgeschwindigkeiten ausgeprägte Amplitudenminimum in der Standphase verkürzt. Dies ist jedoch nur vereinzelt statistisch nachweisbar.

U1 vs. U3

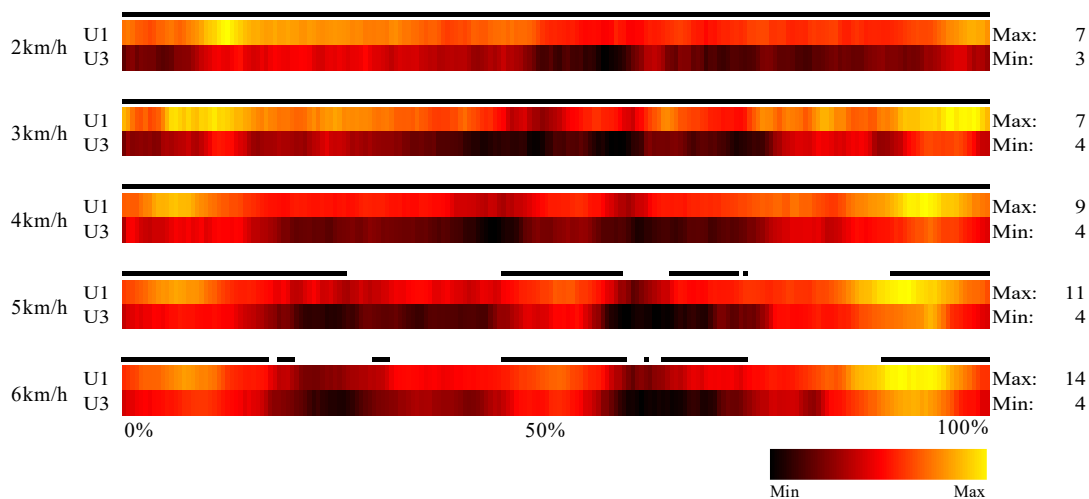


Abbildung 32: OE: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

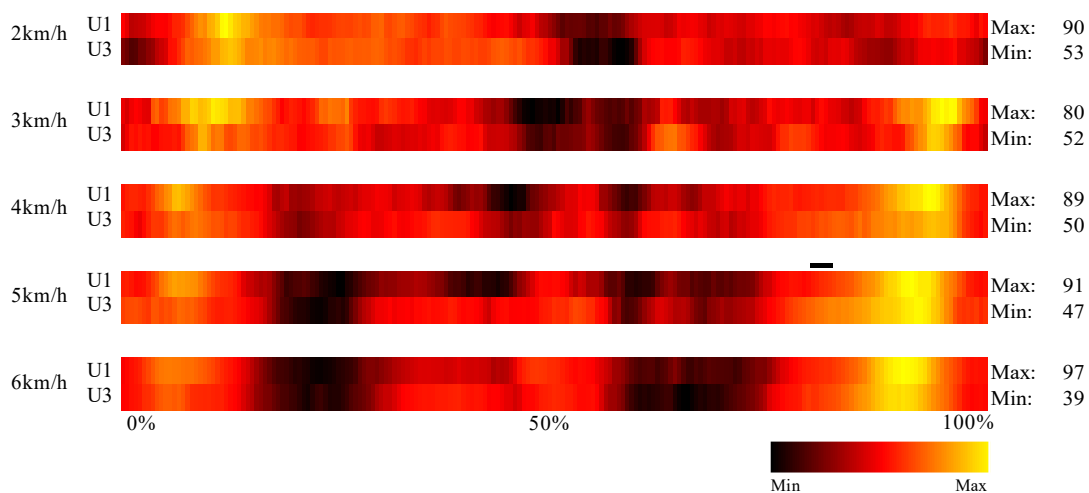


Abbildung 33: OE: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Ähnlich wie für den Vergleich U1 vs. U2 zeigt sich für den Vergleich U1 vs. U3 eine signifikante Abnahme der Amplitude bei niedrigen und mittleren Gehgeschwindigkeiten, bis einschließlich 4 km/h ist diese Abnahme durchgehende signifikant. Für hohe Gehgeschwindigkeiten zeigt sich eine Verringerung der Amplituden insbesondere in der beginnenden Schwungphase sowie der terminalen Schwungphase. Im Bereich der Standphase kommt es terminal und mit zunehmender Gehgeschwindigkeit zu einer weiteren Abnahme der Amplituden. Bei Betrachtung der Koordinationsmuster sind nahezu keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

U2 vs. U3

Bei Betrachtung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests für die mittleren Amplitudenwerte für den OE zeigen sich keine signifikanten Unterschiede, daher wird auf eine Visualisierung verzichtet.

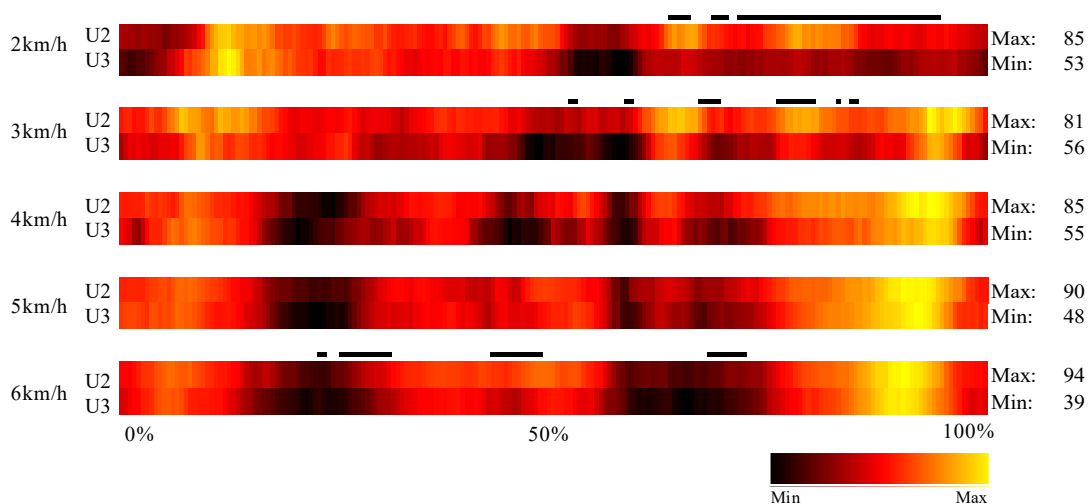


Abbildung 34: OE: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U2 mit Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Für die Koordinationsmuster zeigt sich für 2 km/h eine signifikante Abnahme in der Schwungphase nach dreistündigem Tragen. Bei 6 km/h kommt es weiterhin zu signifikanten Abnahmen des relativen Amplitudenniveaus.

Zusammenfassung – Einfluss der Bandage auf die Bauchmuskulatur

Zusammenfassend kann man für den Einfluss der Bandage auf die mittlere Amplitude und die Koordinationsmuster bei den zeitabhängigen Parametern folgende Aussagen treffen: Der Effekt der Bandage auf den RA ist insbesondere nach unmittelbarem Anlegen der Bandage deutlich. Für niedrige Gehgeschwindigkeiten ist eine Abnahme der mittleren Amplitude über den gesamten Gangzyklus zu beobachten, bei höheren Gehgeschwindigkeiten lediglich noch eine Abnahme vor und nach dem ipsilateralen Fersenkontakt. Veränderungen im Koordinationsmuster sind kaum nachweisbar. OI zeigt im Vergleich der Situationen ohne Bandage und nach unmittelbarem Anlegen/ nach dreistündiger Tragedauer kaum Unterschiede in seiner Aktivitätscharakteristik. Auch das Niveau der mittleren Amplitude weist einen ähnlichen Wertebereich auf, weshalb beide Situationsvergleiche (U1 vs. U2 und U1 vs. U3) hier zusammengefasst werden. Bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten kommt es zu einer Abnahme der mittleren Amplitude über den kompletten Gangzyklus. Mit Zunahme der Gehgeschwindigkeit verschiebt sich diese Verringerung der mittleren Amplitude auf die Stand- und Schwungphase. Es kann gezeigt werden, dass für den OI die Dauer des Tragens der Bandage keine weiteren Veränderungen der mittleren Amplitude nach sich zieht. Das relative Amplitudenniveau nimmt in der Schwungphase signifikant ab. Der OE zeigt für niedrige Gehgeschwindigkeiten eine ähnliche Veränderung der Amplitude wie schon der OI, für höhere Gehgeschwindigkeiten ist jedoch eine Abnahme der mittleren Amplitude für unmittelbar vor bis kurz nach dem ipsi- und teilweise auch kontralateralen Fersenaufsatz nachzuweisen. Das intramuskuläre Koordinationsmuster erfährt lediglich nach unmittelbarem Anlegen der Bandage (U1 vs. U2) signifikante Veränderungen im Sinne einer Zunahme des relativen Amplitudenniveaus in der Schwungphase.

Zusammenfassend lässt sich eine systematische, signifikante Abnahme der mittleren Amplitude insbesondere für die schrägen Bauchmuskeln nachweisen. Systematische Veränderungen der Koordinationsmuster zeigen sich vereinzelt bei niedrigen bis mittleren Gehgeschwindigkeiten.

4.2.1.4 M. multifidus

U1 vs. U2

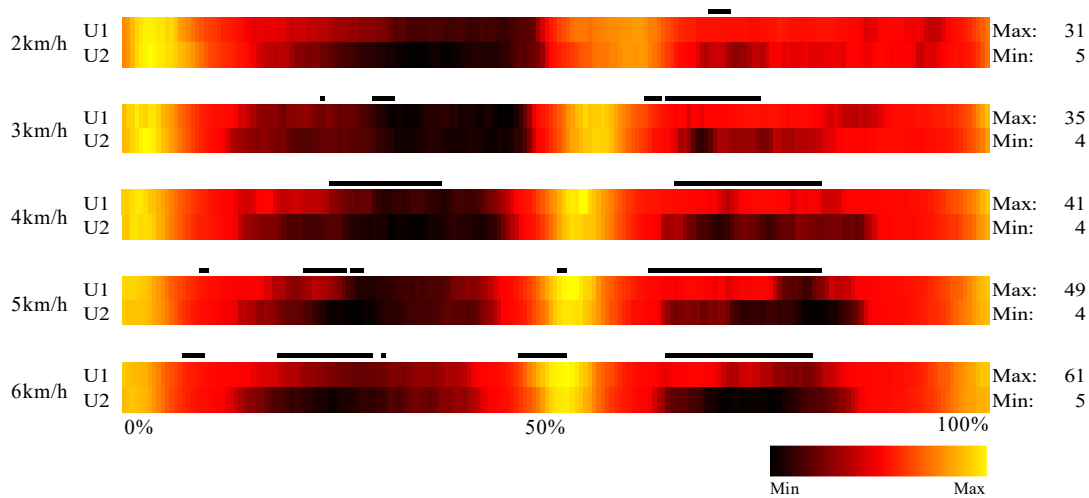


Abbildung 35: MF: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

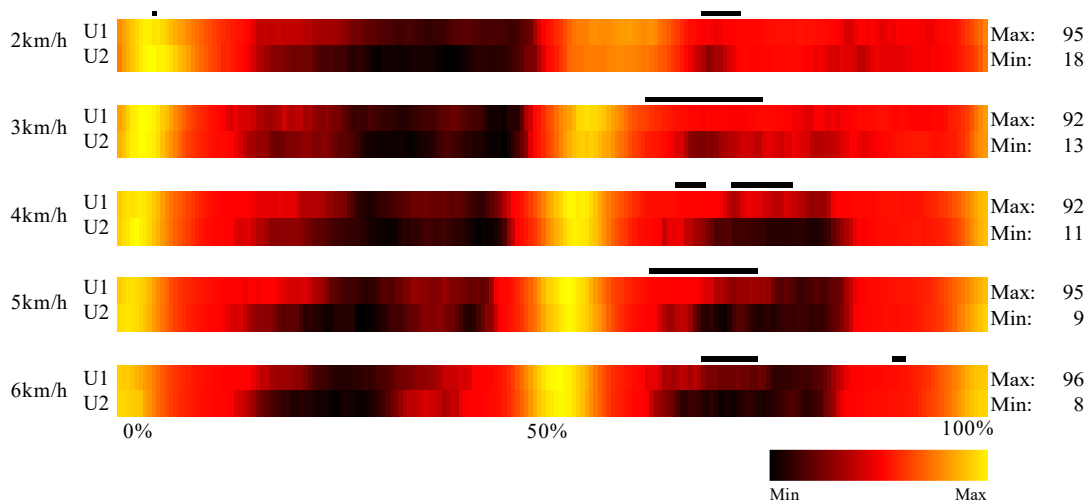


Abbildung 36: MF: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Es zeigt sich bei allen dargestellten Gehgeschwindigkeiten ein dreiphasiges Muster mit je einer Amplitudenspitze zum Zeitpunkt des ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatzes und niedrigen Amplituden in den Stand- und Schwungphasen. Bei hohen Gehgeschwindigkeiten

kommt es zu einer signifikanten Amplitudenverringern in der Schwungphase des Gangzyklus. Dieser charakteristische Amplitudenverlauf wird durch die Bandage noch verstärkt; es kommt durch Anlegen der Bandage zu einer signifikanten Abnahme der Amplitude für die Stand- und Schwungphase. Auch bei den Koordinationsmustern kann eine Zunahme der Phasizität in der Schwungphase gezeigt werden.

U1 vs. U3

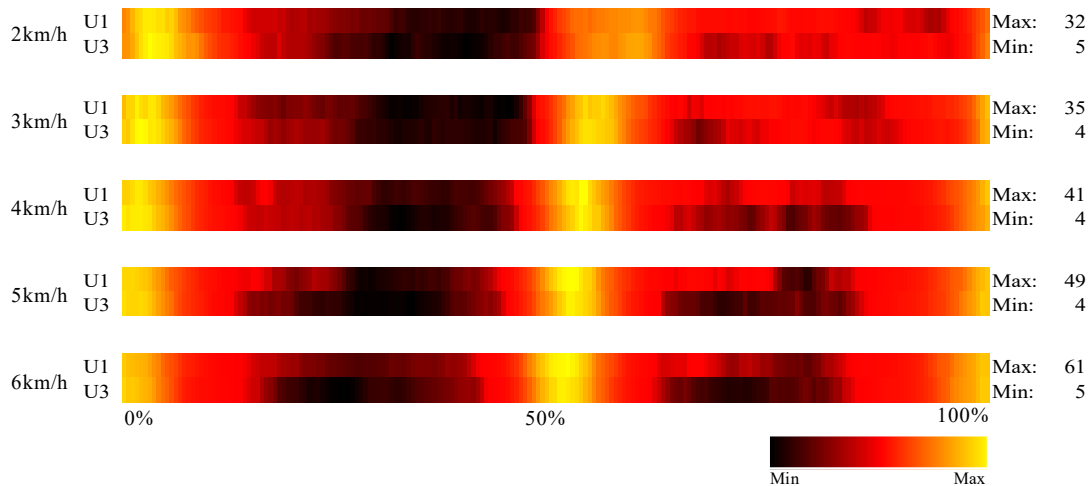


Abbildung 37: MF: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

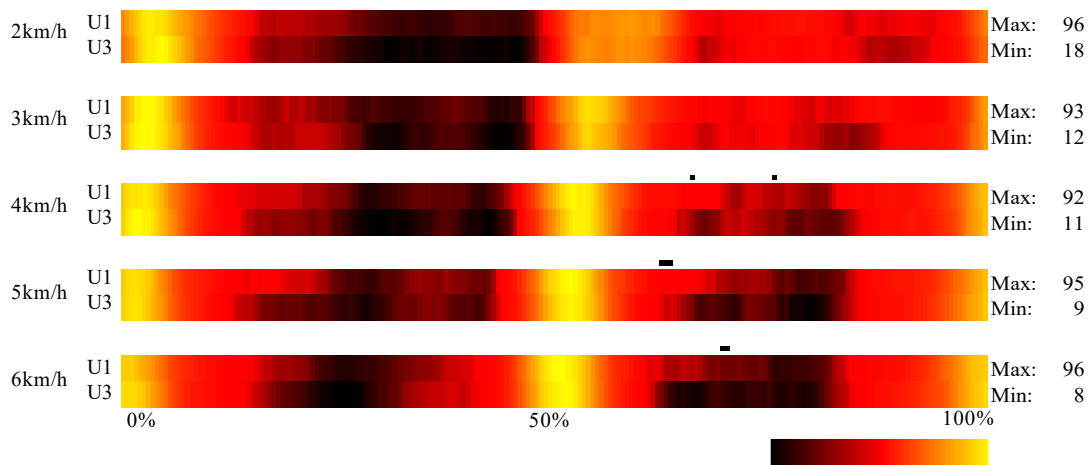


Abbildung 38: MF: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Für den MF zeigen sich nach einer dreistündigen Tragedauer der Bandage keinerlei signifikante Unterschiede der Amplitudencharakteristik für die mittleren Amplituden und die Koordinationsmuster. Der oben beschriebene charakteristische Amplitudenverlauf ist auch hier zu beobachten.

U2 vs. U3

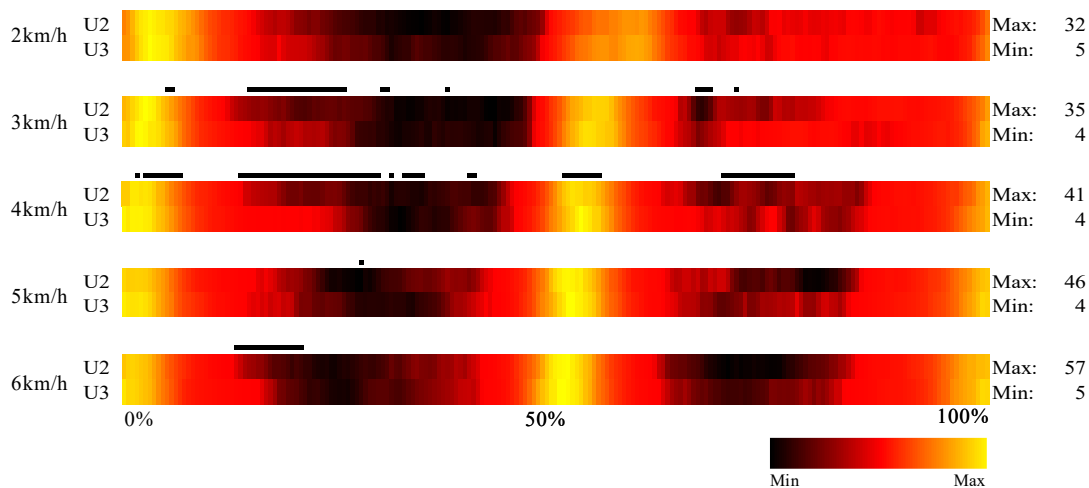


Abbildung 39: MF: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U2 mit Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Für die Betrachtung der mittleren Amplituden im Vergleich der Situationen nach unmittelbarem Anlegen der Bandage und nach dreistündiger Tragedauer können keine durchgehend systematischen signifikanten Veränderungen gezeigt werden. Eine punktuelle Abnahme der mittleren Amplitude ist für mittlere sowie hohe Gehgeschwindigkeiten erkennbar, diese liegen überwiegend in der Standphase.

4.2.1.5 M. iliocostalis

U1 vs. U2

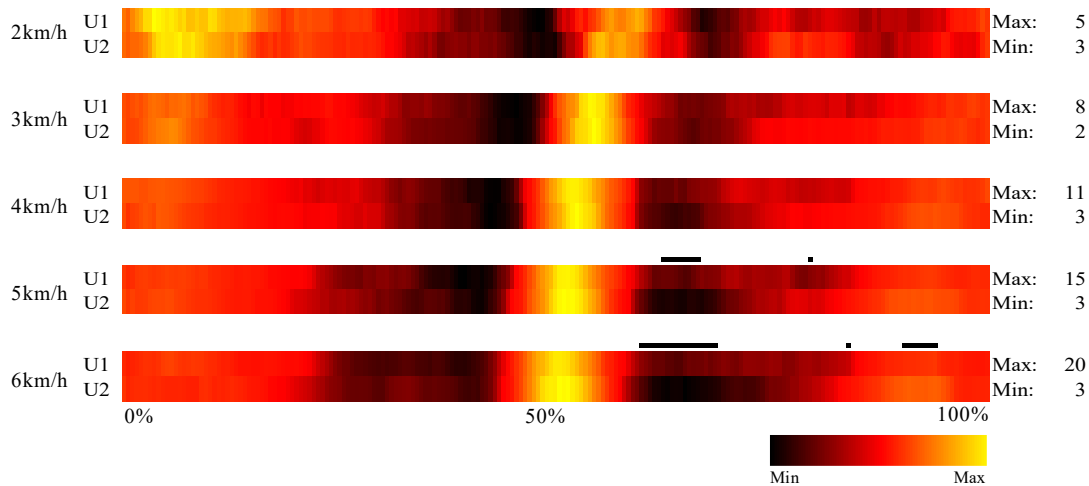


Abbildung 40: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

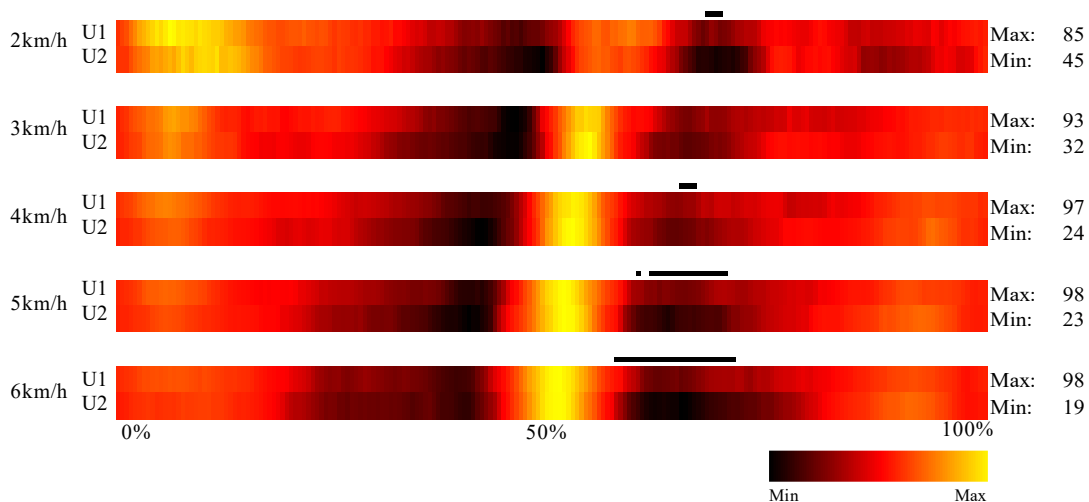


Abbildung 41: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der mittleren Amplitude für die Situationen ohne Tragen der Bandage und nach unmittelbarem Anlegen zeigt sich eine ähnliche Amplitudenverlaufscharakteristik wie beim MF, mit jedoch nur einer Amplitudenspitze beim kontralateralen Fersenaufsatz. Bei hohen Gehgeschwindigkeiten kommt es zu einer signifikanten Amplitudenverringern der

mittleren Amplituden in der initialen Schwungphase des Gangzyklus und für Koordinationsmuster zu einer verstärkten Ausprägung des verringerten Amplitudenanteils.

U1 vs. U3

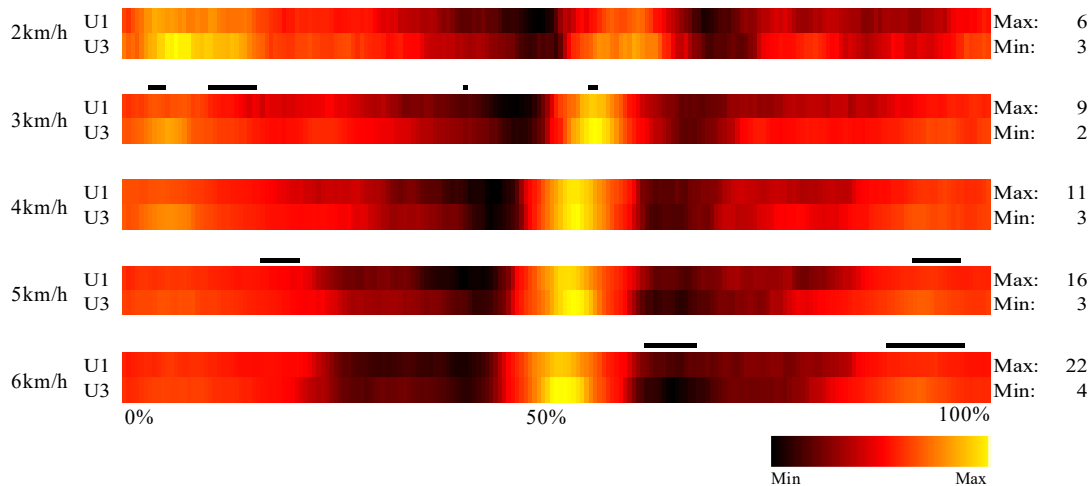


Abbildung 42: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

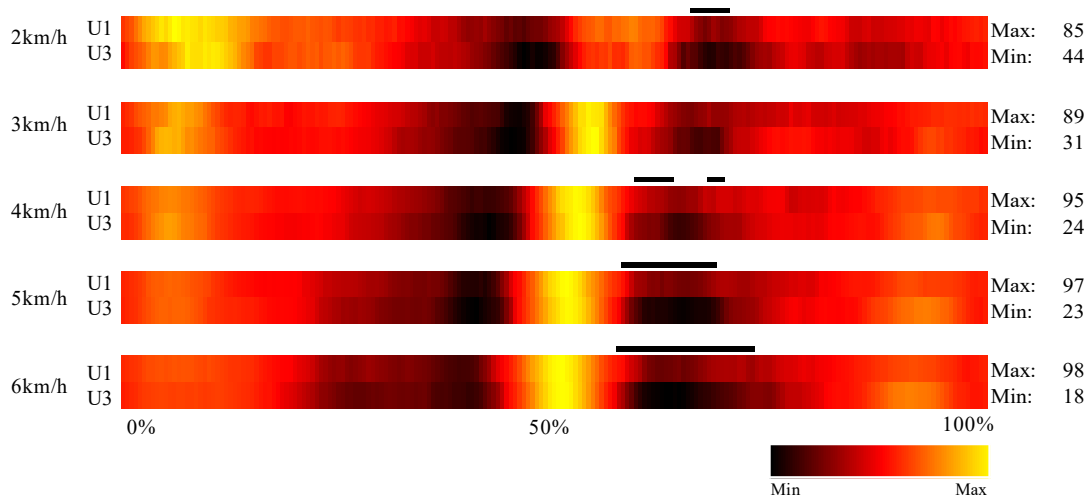


Abbildung 43: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Die signifikanten Veränderungen der mittleren Amplitude nach dreistündigem Tragen der Bandage sind lediglich punktuell zu beobachten. Bei den Koordinationsmustern zeigt sich,

wie bereits nach unmittelbarem Anlegen der Bandage nachgewiesen, eine signifikante Verringerung des relativen Amplitudenniveaus in der initialen Schwungphase.

U2 vs. U3

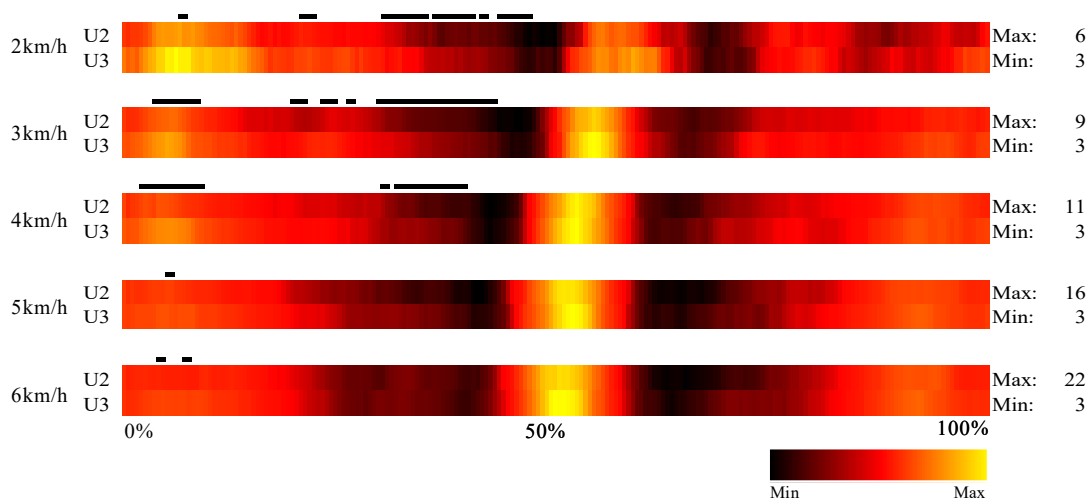


Abbildung 44: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 mit Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

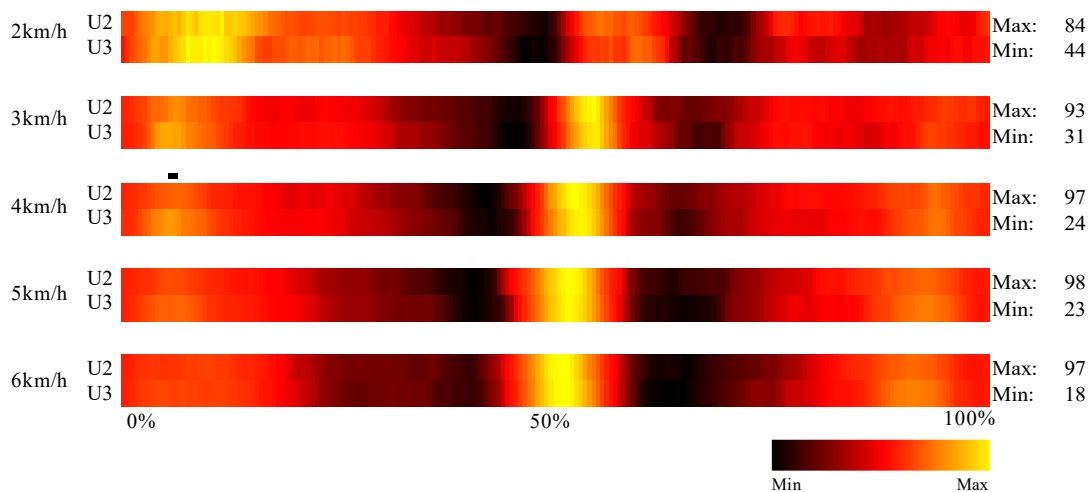


Abbildung 45: ICO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der Situationen U2 vs. U3 sind lediglich punktuell signifikante Änderungen der mittleren Amplitude nachzuweisen, die für U3 erhöhte Werteniveaus ergaben. Die Koordinationsmuster weisen keine systematischen Veränderungen zwischen U2 und U3 auf.

4.2.1.6 M. longissimus

U1 vs. U2

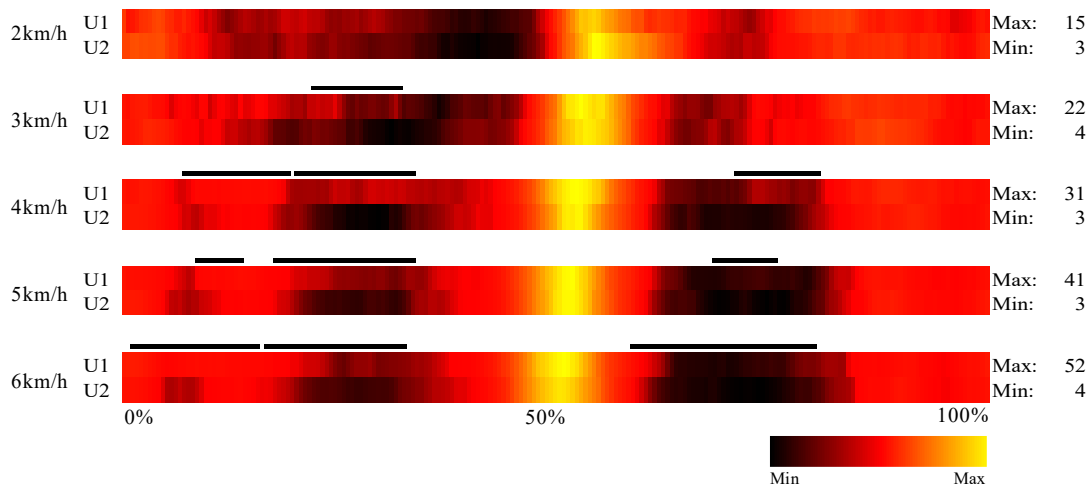


Abbildung 46: LO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

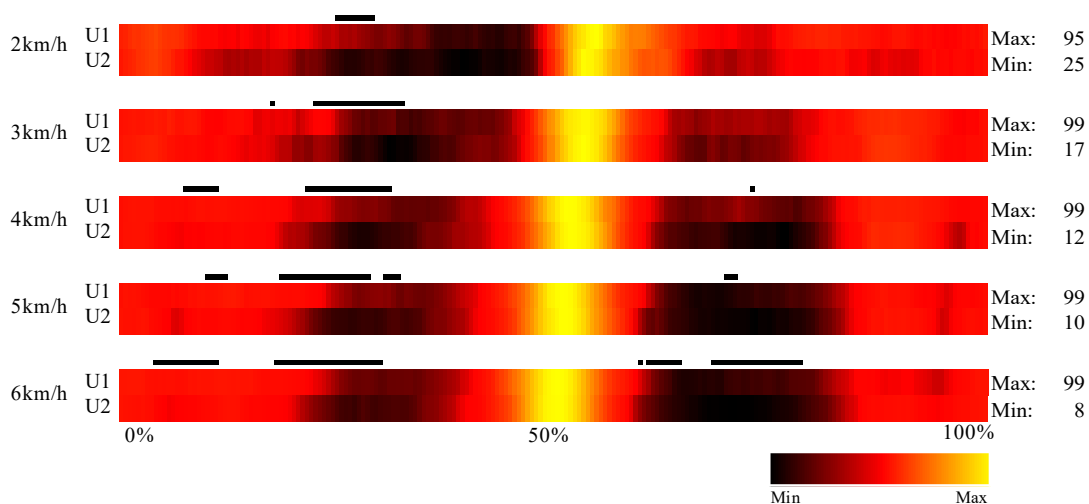


Abbildung 47: LO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U2 mit Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Für den LO zeigen sich ähnliche Charakteristika im Amplitudenverlauf wie für den ICO. Die mittleren Amplituden sind hier jedoch deutlich höher (ICO Maximum bei 4 km/h 11 μ V; LO Maximum bei 4 km/h 31 μ V). Wie bereits für die anderen Rückenmuskeln beschrieben, kommt es durch das Tragen der Bandage zu einer signifikanten Abnahme der Amplitude in

der Stand- und Schwungphase, sowie für die Koordinationsmuster zu einer verstärkten Ausprägung der niedrigen Amplitudenanteile.

U1 vs. U3

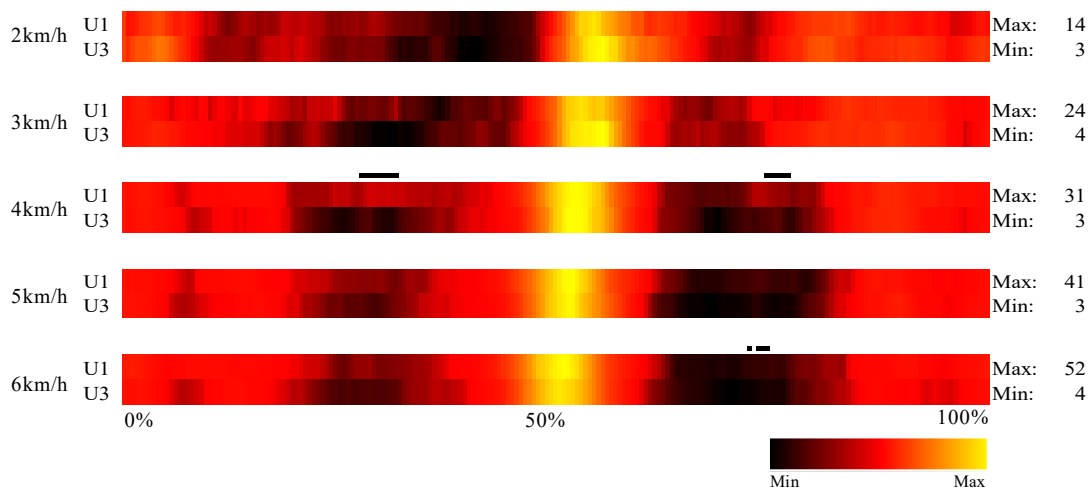


Abbildung 48: LO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die mittleren Amplituden. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

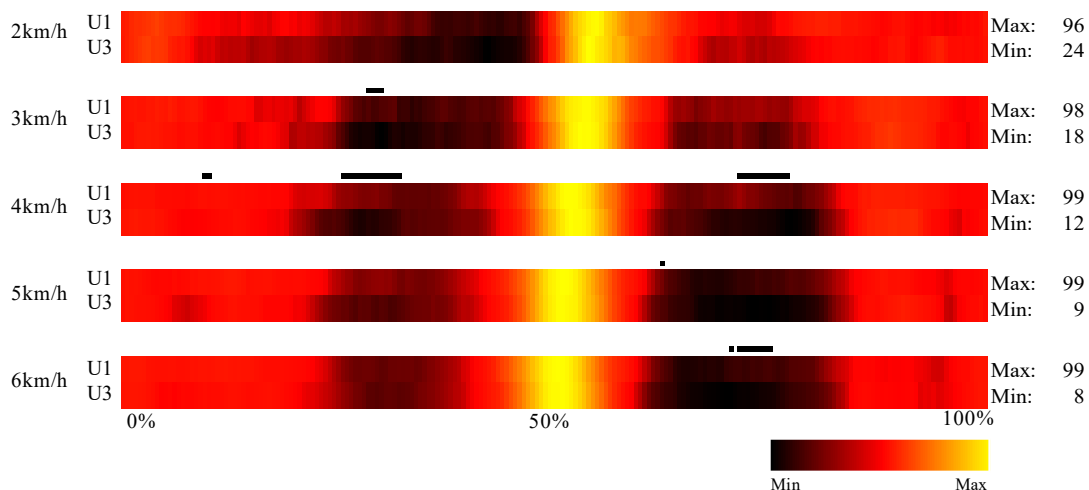


Abbildung 49: LO: Darstellung des zeitnormierten, repräsentativen Gangzyklus für alle betrachteten Probanden für die Koordinationsmuster. Abszisse: 201 Einzelwerte eines Gangzyklus, Ordinate: Untersuchungssituation: U1 ohne Bandage, U3 nach dreistündiger Tragedauer der Bandage für alle Gehgeschwindigkeiten. Die Farbkodierung wurde für jede Geschwindigkeit einzeln normiert.

Bei Betrachtung der Veränderungen der mittleren Amplitude nach dreistündiger Tragedauer zeigen sich lediglich, wie schon für den MF und ICO beschrieben, punktuell signifikante Abnahmen der mittleren Amplitude bzw. des relativen Amplitudenniveaus.

Zusammenfassung – Einfluss der Bandage auf die Rückenmuskulatur

Vorab ist eines anzumerken: Im Gegensatz zur Bauchmuskulatur, die ein sehr variables Reaktionsschema hinsichtlich des Tragens der Bandage aufweist, kommt es für die Rückenmuskulatur zu einheitlicheren Ergebnissen.

Zusammenfassend kann man für den Einfluss der Bandage auf die mittlere Amplitude und die Koordinationsmuster bei den zeitabhängigen Parametern folgende Aussagen treffen: Für alle Rückenmuskeln kommt es meist zu punktuell signifikanten Änderungen der Amplitudenverlaufscharakteristik durch Veränderung der Untersuchungssituation. Nach unmittelbarem Anlegen der Bandage kommt es zu einer signifikanten Abnahme der mittleren Amplitude in der Stand- und Schwungphase. Für die Koordinationsmuster können ebenfalls nur punktuelle Signifikanzen nachgewiesen werden.

4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Unmittelbar nach Anlegen der Bandage kommt es zu einer Abnahme der mittleren Amplitude der Bauchmuskulatur. Dieser Effekt bestätigt sich bei Betrachtung des relativen Amplitudenanteils: Hier wird insbesondere der signifikante Abfall des Anteils des OI deutlich. Die Rückenmuskulatur weist kein so einheitliches Bild auf: Insbesondere der ICO zeigt eine Amplitudenzunahme durch Anlegen der Bandage, der MF und LO zeigen vorrangig bei hohen Gehgeschwindigkeiten eine Amplitudenabnahme. Betrachtet man die relativen Amplitudenanteile zeigt sich aber eine grundsätzliche Zunahme des Anteils der Rückenmuskulatur an der Gesamtaktivität.

Dieser Effekt der Bandage wird nach dreistündiger Tragedauer für den ICO und LO noch verstärkt, der MF weist eine Umkehr seines Verhaltens auf und reagiert auf die verlängerte Tragedauer mit einer Zunahme der mittleren Amplitude.

Durch das Tragen der Bandage kommt es für nahezu alle Muskeln zu einer Zunahme der Range. Lediglich für den OE lässt sich eine deutliche Verminderung der Range nachweisen.

Systematische Veränderungen der Koordinationsmuster zeigen sich für die Bauchmuskeln nur vereinzelt. Für die Rückenmuskeln kann insbesondere unmittelbar nach Anlegen der Bandage eine verstärkte Ausprägung sowie eine Verlängerung der Phasen niedriger Amplitudenwerte gezeigt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es zu zahlreichen signifikanten Veränderungen der Muskelaktivität durch das Tragen der Bandage kommt

5. Diskussion

Zur Einordnung der betrachteten Parameter in den thematischen Zusammenhang soll zunächst eine differenzierte Betrachtung erfolgen. Wie im Abschnitt 2.2.2 -Bandagen- der Einleitung dargestellt, sind die Untersuchung in dieser Arbeit in einem viel diskutierten Spannungsfeld positioniert. Dem Tragen einer rumpfstabilisierenden Bandage wird eine Schwächung der Rumpfmuskulatur (Eisinger et al. 1996) zugeschrieben: Die Bandage übernehme die Arbeit der Rumpfmuskulatur, woraufhin es zu einer Atrophie der Muskulatur mit Verlust ihrer Leistungsfähigkeit und somit zu einer Dekonditionierung käme. Weiterhin wird eine erhöhte Anfälligkeit für Verletzungen nach Nichtmehrbenutzung der Bandage vermutet (Reddell et al. 1992).

Bei der Beurteilung der Amplitudenveränderung, als Maß für die Muskelaktivität, durch das Tragen der Bandage muss zwischen dem Aktivierungsverhalten verschiedener Muskelgruppen unterschieden werden. Die Bauchmuskulatur, insbesondere die schrägen Bauchmuskeln, weisen während der Lokomotion eine zwar alternierende, aber auf permanent hohem Niveau eher tonische Aktivierung auf (Anders et al. 2007). Demgegenüber steht die Rückenmuskulatur. Diese weist beim Gehen ein phasisches Aktivitätsmuster auf, also einen stetigen Wechseln zwischen Anspannung und Entspannung (Anders et al. 2007). Allgemein gilt in der Physiologie, dass statische Kontraktionen, und die damit einhergehende verminderte Nutrition, ab einem gewissen Schwellenwert als kritisch zu bewerten sind (Sjogaard et al. 1988). Die Bauchmuskulatur ist, im Vergleich zur Rückenmuskulatur, durch einen höheren Anteil an glykolytischen Typ 2 Muskelfasern charakterisiert. Diese dienen hauptsächlich der Generierung großer Kräfte durch schnelle, kurze und kraftvolle Kontraktionen. Aufgrund des geringeren Myoglobin- und Mitochondriengehaltes ermüden diese Fasern schneller als die Fasern des Typ 1. (Haggmark und Thorstensson 1979) Demgegenüber haben Rückenmuskeln einen hohen Anteil an oxydativen Typ 1 Fasern (McFadden et al. 1984, Schilling 2005). Grundsätzlich übersteigt der Perfusionsdruck den intramuskulären Druck, sodass eine Durchblutung auch bei Kontraktion möglich ist (Sjogaard et al. 1988). Aufgrund der vor allem aerob verstoffwechselnden Fasern kommt es jedoch zu einer gesteigerten Empfindlichkeit gegenüber Sauerstoffmangel (Klinke 2010).

Die unterschiedlichen Mechanismen verdeutlichen, dass eine Beurteilung der Wirkung der Bandage nicht pauschal geschehen kann. Die Wirkung der Bandage auf die Amplituden sollte

stets vor dem Hintergrund der Aktivierungscharakteristik sowie der muskulären Versorgungssituation unter Alltagsbedingungen gesehen werden. Beispielsweise kann eine Amplitudenveränderung, die für die Bauchmuskulatur noch als positiv bewertet wurde, für die Rückenmuskulatur bereits negativ sein.

Langfristig soll diese Arbeit ein Glied der Therapiekette des Tragens von chronisch unspezifischen Rückenschmerzen durch das Tragen von Bandagen bilden. Dazu soll sowohl auf die Entstehung von CURS mit einhergehenden muskulären Veränderungen als auch auf die muskuläre Reaktion bei bereits bestehenden Rückenschmerzen besonderes Augenmerk gelegt werden.

Die Entstehung von CURS auf muskulärer Ebene ist nicht abschließend geklärt. In der Literatur wird diskutiert, dass eine Hemmung des MF mit chronisch unspezifischen Rückenschmerzen vergesellschaftet ist (Hodges et al. 2013). Weiterhin wird dem ICO eine erhöhte Aktivität bei Rückenschmerzpatienten nachgesagt. Diese Aktivitätszunahme wird als Kontrolle über spinale Bewegung (Cromwell et al. 2001, Saunders et al. 2005) und Erhöhung der Wirbelsäulenstabilität gesehen (Van Dieen et al. 2003b). Der LO steht dem RA als anatomischer Antagonist gegenüber. Bewegungen der Wirbelsäule in der Sagittalebene werden somit durch diese beiden Muskeln wesentlich beeinflusst. Daher wird vermutet, dass die Co-Aktivierung dieser beiden Muskeln zu einer erhöhten Stabilitätskontrolle führt (Van der Hulst et al. 2010, Ghamkhar und Kahlae 2015). Auch *Cholewicki* postuliert zum einen eine antagonistische Co-Aktivierung, zum anderen beschreibt er eine Aktivitätserhöhung der abdominalen Muskulatur mit einem einhergehenden gesteigerten IAP (Cholewicki et al. 1999a). In anderen Worten ausgedrückt: Kommt es – temporär oder dauerhaft – zu veränderten Stabilitätsanforderungen an die Wirbelsäule, zeigt sich insbesondere eine Aktivitätserhöhung der Bauchmuskulatur, ungeachtet der ohnehin hohen Grundaktivität beim Gehen.

Wie bereits dargestellt, ist die grundsätzliche Bewertung des Tragens der Bandage nicht unmittelbar möglich. Nur unter Berücksichtigung der eingangs genannten Einflussfaktoren, wie Faserzusammensetzung und Kontraktionsverhalten bei erhöhten Stabilitätsanforderungen, können die Ergebnisse betrachtet werden: Eine Aktivitätsabnahme für die Dauer des Tragens der Bandage kann vor dem Hintergrund der Dauerbeanspruchung für die Bauchmuskulatur als positiv bewertet werden.

Demgegenüber steht die Rückenmuskulatur. Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Muskeln weisen ein phasisches Aktivierungsmuster auf, welches durch einen kontinuierlichen

Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung charakterisiert ist. Wie bereits geschildert wird davon ausgegangen, dass eine gesteigerte Phasizität als günstig für die Nutrition der Muskulatur zu bewerten ist.

5.1 Diskussion der Hypothesen

Der Aufbau der Kapitels 5 orientiert sich an den in Kapitel 2.4 aufgestellten Hypothesen.

1) Durch das Anlegen der Bandage kommt es zu einer generellen Verminderung der Amplitudenwerte aller untersuchten Muskeln

Bauchmuskulatur:

Der Hypothese liegt die Annahme zugrunde, dass durch Anlegen der Bandage der intraabdominelle Druck steigt. Durch diesen Druckanstieg wird die Wirbelsäule passiv stabilisiert (Cholewicki et al. 1999b) und als Folge dessen kann es zu einer Abnahme der Aktivität der Bauchmuskulatur kommen.

In der vorgestellten Varianzanalyse zeigt sich ein hochsignifikanter Einfluss der Untersuchungssituation auf die mittleren Amplitudenwerte für die Bauchmuskeln OI und OE. Bei Visualisierung der ANOVA zeigt sich für alle drei beobachteten Bauchmuskeln ein unterschiedlicher Einfluss der Situation, sodass im Folgenden eine separate Betrachtung der Bauchmuskeln vorgenommen wird.

M. rectus abdominis:

Der RA erfährt durch das Anlegen der Bandage unmittelbar eine signifikante Abnahme der mittleren Amplitude. Bei dieser zeitunabhängigen Betrachtung muss berücksichtigt werden, dass sich die Amplitudenabnahme in einem sehr kleinstelligen Bereich bewegt und lediglich bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten zu beobachten ist. Diese Abnahme bestätigt sich auch für 2 km/h bei der Betrachtung der zeitabhängigen Parameter.

M. obliquus internus:

Das Anlegen der Bandage führt beim OI zu einer deutlichen Abnahme der Amplitude um fast ein Drittel im Vergleich zur Situation ohne Bandage. Diese Abnahme ist über alle

Gehgeschwindigkeiten nachweisbar, nimmt jedoch mit zunehmenden Gehgeschwindigkeiten und damit einhergehender zunehmender Belastung ab. Dieser Effekt ist auch bei Betrachtung des normierten Schrittzklus erkennbar: Bei Gehgeschwindigkeiten bis zu 4 km/h kommt es nahezu über den gesamten Gangzyklus zu einer signifikanten Abnahme der Amplitude. Wie eingangs erwähnt resultiert die passive Erhöhung des IAP in einer Entlastung und damit in einer Amplitudenverminderung des Bauchmuskels. Mit zunehmender Beanspruchung lässt der immer gleiche Einfluss der Bandage relativ auf die nunmehr erhöhte Anforderung nach. Der OI scheint für die Stabilisierung der Wirbelsäule eine tragende Rolle zu spielen (Anders et al. 2009). Erhöht sich diese Stabilitätsanforderung bei CURS, kommt es zu einem stabilitätsverleitenden Amplitudenanstieg des OI (Van Dieen et al. 2003a). Diese erhöhte Aktivität, also eine verstärkte bzw. verlängerte Kontraktion, kann ihrerseits wieder zu Schmerzen im Muskel selbst führen. Diese Schmerzentstehung beruht auf der Hypothese, dass es bei Dauerkontraktion des Muskels zu einer Akkumulation von schmerzvermittelnden Substanzen wie Substanz P (Lewis 1920) und Kalium (Fenn 1940) kommt. In Folge der Dauerkontraktion kommt es weiterhin zu einer Reduktion der Blutversorgung (Barcroft und Millen 1939) und damit zu einem verminderten Abtransport der genannten Substanzen. Eine verstärkte Rezeptorbindung führt mithin zur Entstehung von Schmerz. Wie in zahlreichen Studien (Pedersen et al. 1956, Cobb et al. 1975, Mooney und Robertson 1976) eindrucksvoll gezeigt, führt auch Schmerz selbst zu einer spastischen Kontraktion der Muskulatur. Es resultiert folglich ein *circulus vitiosus* aus Schmerz – Spasmus – Schmerz (Roland 1986). Durch das Anlegen der Bandage kann für den OI eine vorübergehende Amplitudenabnahme, also Entlastung, erreicht werden; einer muskulären Ermüdung wird vorgebeugt. Kompensatorisch für den OI tritt der gesteigerte IAP für die Stabilitätserhöhung der Wirbelsäule ein (Cholewicki et al. 1999b).

M. obliquus externus:

Das Anlegen der Bandage führt zu einer signifikanten Abnahme der Amplitude des OE bei Betrachtung der zeitabhängigen und -unabhängigen Daten. Auch hier sank die Abnahme mit zunehmender Gehgeschwindigkeit.

Physiologisch führt die einseitige Kontraktion des OE zu einer Rotationsbewegung des Rumpfes (Schiebler et al. 1995, Van der Hulst et al. 2010). Durch das Anlegen der Bandage und einer damit einhergehenden Steigerung des IAP kommt es zu einer Versteifung des Rumpfes (Cholewicki et al. 1999b), sowie zu einer verminderten Rumpfbewegung (engl.:

trunk rate of motion) (Van Poppel et al. 2000). Die beobachtete verminderte Aktivität des OE ist somit auf den Wegfall rotatorischer Komponenten beim Gehen zurückzuführen.

Silfies konnte zeigen, dass Patienten mit LBP ein signifikant höheres Aktivitätsniveau im OE aufwiesen als rückengesunde Personen (Silfies et al. 2005). Eine Amplitudenabnahme kann somit vor muskulärer Dauerkontraktion und einer drohenden Muskelermüdung schützen.

Rückenmuskulatur:

Bei Betrachtung der ANOVA zeigt die Untersuchungssituation einen durchgehend signifikanten Effekt auf die mittlere Amplitude der Rückenmuskulatur. Bei Analyse der Maps wird deutlich, dass die Rückenmuskeln in einer ähnlichen Weise auf das Tragen der Bandage reagieren, sodass sie hier zusammengefasst diskutiert werden.

Die Rückenmuskeln MF und LO erfahren durch das Anlegen der Bandage eine Abnahme der mittleren Amplitude. Mit zunehmender Gehgeschwindigkeit nimmt die Amplitudenverringerung weiter zu. Für den ICO zeigt sich eine Zunahme der mittleren Amplitude.

Betrachtet man die zeitabhängigen Daten, zeigt sich für den MF und LO, die ohnehin einen dreiphasigen Amplitudenverlauf aufweisen, eine weitere Verstärkung des physiologischen Aktivitätsverhaltens. Es kommt zu einer verminderten Amplitude in der Stand- und Schwungphase.

2) Diese initial bereits vermutete Amplitudenverminderung verstärkt sich nach dreistündiger Tragedauer

Wie oben beschrieben, zeigt die Bauchmuskulatur eine durchgehende Verminderung der Amplitudenwerte nach Anlegen der Bandage (U1 vs. U2). Dieser Effekt ist auch nach dreistündigem Tragen für den OE noch zu beobachten. Sowohl der RA als auch der OI zeigen eine erneute Zunahme im Vergleich zu U2, insgesamt jedoch eine Amplitudenabnahme verglichen mit U1. Die Rückenmuskulatur weist nach dreistündigem Tragen tendenziell einen Anstieg der mittleren Amplitude auf. Dies gilt insbesondere für den ICO und MF. Betrachtet man die Amplitudenveränderungen zwischen kurzfristigem und längerfristigem Tragen der Bandage (U2 vs. U3), wird deutlich, dass es nach dreistündiger Tragedauer für alle Rückenmuskeln zu einer signifikanten Zunahme der mittleren Amplitude kommt.

Grundsätzlich sind die Änderungen jedoch von geringem Ausmaß. Insgesamt führen die Veränderungen zu einer Zunahme der Amplitudenanteile der Rückenmuskeln.

3) Durch die generelle Amplitudenverminderung aller Rumpfmuskeln ändern sich die relativen (intermuskulären) Amplitudenanteile durch das Tragen der Bandage nicht

Durch die Analyse der intermuskulären Anteilsveränderung kann ermittelt werden, ob es zwischen den unterschiedlichen Untersuchungssituationen signifikante Unterschiede in der anteiligen Aktivierung der untersuchten Muskeln gibt.

Die ANOVA zeigt, dass die Bandage einen signifikanten Einfluss auf alle untersuchten Muskeln, mit Ausnahme des RA, aufweist. Die Visualisierung lässt bereits erkennen, dass die Bauchmuskeln OI und OE mit steigender Tragedauer weniger zur Gesamtaktivität beitragen. Konkordant dazu hat die Rückenmuskulatur, insbesondere der MF bei niedrigen und der ICO bei hohen Gehgeschwindigkeiten, eine signifikant höhere anteilige Aktivität. Nach dreistündigem Tragen lässt sich eine Tendenz zugunsten des MF zeigen.

4) Die Verringerung der Amplitudenwerte über den normierten Schritt führt zu einer Verringerung der Phasizität (Maximum zu Minimum Schwankung)

Für die Range oder relative Schwankungsbreite ist eine Erhöhung der Werte erstrebenswert. Eine hohe Schwankungsbreite spricht für einen ausgeprägten Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung der Muskulatur. Bei niedriger Phasizität kommt es durch ungünstige Druckverhältnisse zu einer Minderperfusion des Muskels, es kann ein Nährstoff- und Sauerstoffmangel resultieren. Folglich bedeutet ein Anstieg des Wertes eine als positiv zu bewertende Veränderung der Range. Weiterhin sind quantitative Veränderungen unter Beibehaltung des charakteristischen Aktivierungsverhaltens als positive Effekte durch das Tragen der Bandage zu sehen. Eine Fehlkoordination oder ein unzeitgemäßer Einsatz würde die Entstehung bzw. Chronifizierung von CURS fördern.

Anhand der initial durchgeführten ANOVA lässt sich eine signifikante Beeinflussung der Range durch die Untersuchungssituation für alle Muskeln, mit Ausnahme des OI, feststellen. Den zur Visualisierung der ANOVA verwendeten Maps war ebenfalls tendenziell eine Zunahme der relativen Schwankungsbreite zu entnehmen.

Bei näherer Betrachtung der Range für den normierten Schritt lässt sich durch Anlegen der Bandage eine systematische, signifikante Zunahme der Phasizität für die Rückenmuskulatur

nachweisen. Durch das Tragen der Bandage kommt es insbesondere zu einer Verstärkung und Verlängerung der Amplitudentäler. Dieser Anstieg ist bei Frauen und Männern gleichermaßen vorhanden, das Ausmaß der Zunahme ist jedoch bei Frauen deutlicher sichtbar. Die positive Veränderung der Phasizität für die Rückenmuskulatur ist auch nach dreistündiger Tragedauer noch zu beobachten, nimmt jedoch in ihrer Intensität (Maximum und Minimum) ab; auch der Effekt auf die Bauchmuskulatur nimmt ab.

Die durch konstanten Druck auf die Muskulatur gefürchtete Minderperfusion und eine daraus resultierende Muskelschwächung sind durch das Tragen der Bandage demnach nicht zu erwarten. Zwar zeigte *Miyamoto* eine deutliche Tendenz zu erhöhten intramuskulären Drücken im LO unter Ruhebedingungen (engl.: *resting pressure*) – jedoch unter entscheidend veränderten Testbedingungen, wie der Verwendung eines maximal eng anliegenden und unelastischen Ledergürtels. Weiterhin erfolgten seine Messungen bei gleichzeitiger Ausführung extremer Übungen. (Miyamoto et al. 1999)

Anders als unter Verwendung eines unelastischen Gürtels, kommt es durch das Tragen der Bandage vielmehr durch eine Zunahme der Schwankungsbreite, also durch einen deutlicheren Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung, zu einer Situation, die eine wesentlich verbesserte Muskeldurchblutung und Muskelnährstoffversorgung ermöglicht (Sjogaard et al. 1988, Radegran 1997, Snell und Mitchell 1984).

Die Muskeln OI, MF, ICO und LO weisen physiologisch eine phasizitäre Amplitudencharakteristik über den normierten Schritt bei höheren Gehgeschwindigkeiten auf (Anders et al. 2007). Dieses Aktivierungsmuster ließ sich auch im Rahmen dieser Arbeit nachweisen. Bei den gezeigten Veränderungen durch Anlegen der Bandage handelt es sich somit um quantitative Veränderungen. Diese können nicht als Fehlkoordination gewertet werden. Im Gegenteil: Sie stellen eine Verstärkung der physiologischen Amplitudencharakteristik dar.

5) Die Wirkung der Bandage auf die Rumpfmuskulatur ist bei beiden Geschlechtern gleich ausgeprägt

Das physiologische Gangbild von Frauen und Männern unterscheidet sich (Troje 2002). Bei Frauen kommt es zu einer deutlicheren Rotationsbewegung zwischen Hüfte und Schulter als bei Männern, diese weisen einen aufrechteren Gang auf (Cho et al. 2004, Kerrigan et al. 1998).

Bei Betrachtung der ANOVA zeigt sich für einige Muskeln ein Einfluss des Geschlechts auf die mittleren Amplitudenwerte sowie die relativen Amplitudenanteile.

Die zuvor bereits diskutierte Amplitudenveränderung in der Bauch- und Rückenmuskulatur zeigt sich für die untersuchten Frauen in einem deutlicheren Ausmaß. Die durch die Muskeln OI und insbesondere OE entstehende physiologische Rotationsbewegung beim Gehen erfährt durch das Tragen der Bandage eine durchgehend signifikante Abnahme. Insbesondere bei Betrachtung der relativen Amplitudenteile wird deutlich, dass diese Anteilsverminderung der genannten Muskeln zu einer signifikanten Anteilserhöhung der Rückenmuskulatur führt. Bei längerfristigem Tragen der Bandage wird dieser Effekt noch verstärkt.

Bei den Männern kommt es durch das Tragen der Bandage ebenfalls zu einer Abnahme der mittleren Amplitude der Bauchmuskulatur. Die gleichzeitige Zunahme der Aktivität der Rückenmuskulatur durch das Tragen der Bandage war bei den untersuchten männlichen Probanden ebenfalls zu beobachten; diese war jedoch geringer ausgeprägt.

Diese geschlechtsspezifischen Unterschiede überraschen nicht (Troje 2002, Anders et al. 2009). Ursachen können anatomischer Natur sein – unterschiedliche Beckenform, unterschiedliche Gewichtsverteilung über die longitudinale Körperachse (Miller et al. 1993) – oder aufgrund der unterschiedlich geformten Bandagenmodelle auftreten.

6. Schlussfolgerungen

Das Ziel dieser Arbeit war die Darstellung sowie die Quantifizierung der Wirkung des Tragens einer Lumbalbandage auf die Aktivierungscharakteristik ausgewählter Rumpfmuskeln beim Gehen. Die Ergebnisse sollten einen Beitrag dazu leisten, einen der zahlreichen Therapieansätze bei chronisch unspezifischen Rückenschmerzen hinsichtlich seiner Wirkung zu evaluieren. Durch die Untersuchung an rückengesunden Probanden wurden grundsätzliche Effekte der Bandage dargestellt.

Die Validität des OEMG zur Charakterisierung von muskelspezifischen Aktivierungsmustern wurde in verschiedenen Untersuchungen gezeigt (Van Dieen et al. 2003a) und ist in der allgemein angewandten Forschung etabliert (Konrad 2005). Diese objektive Erfassung der Muskelfunktion (Konrad 2005) sowie der nichtinvasive Charakter der Untersuchung schaffen somit eine Grundlage für weitergehende Untersuchungen auf diesem Forschungsgebiet. Von Interesse wären insbesondere Untersuchungen zur Wirkung der Bandage bei Patienten mit CURS.

Divergierende Ergebnisse lassen immer wieder Kritik über den Nutzen von rumpfstabilisierenden Bandagen aufkommen (Jellema et al. 2001, Van Duijvenbode et al. 2008), insbesondere eine Kraftminderung der Rumpfmuskulatur durch das Tragen von Bandagen (Eisinger et al. 1996) gehört zu den häufig postulierten Auswirkungen. Diese konnte für das untersuchte Lumbalbandagenmodell derart verallgemeinert allerdings nicht bestätigt werden; vielmehr zeigten sich muskelspezifische Reaktionen:

Insgesamt zeigte die Betrachtung der verschiedenen Untersuchungssituationen tendenziell eine Abnahme der Aktivität der Bauchmuskulatur sowie eine überwiegende Zunahme auf Seiten der Rückenmuskulatur. Die Ergebnisse für die Bauchmuskulatur unterstützten scheinbar die These der Abschwächung der Rumpfmuskulatur, sollten jedoch vor dem Hintergrund des gesteigerten IAPs nach Anlegen der Bandage (Cholewicki et al. 1999b) betrachtet werden. Wie bereits im Ergebnisteil beschrieben, scheint der OI für die Stabilisierung der Wirbelsäule eine tragende Rolle zu spielen. Dieser ist dabei permanent auf einem hohem Niveau aktiv (Anders et al. 2009) und kontrolliert somit den IAP für die Sicherung der Stabilität der Wirbelsäule (Cholewicki et al. 1999b). Durch das Anlegen der Bandage konnte eine vorübergehende Amplitudenabnahme und damit eine Entlastung der permanenten Aktivierung des Muskels erreicht werden. Die resultierende Verminderung einer

muskulären Ermüdung kann möglicherweise das Risiko für LBP senken (Calmels und Fayolle-Minon 1996). Auch der OE zeigte eine Amplitudenabnahme bei Tragen der Bandage. Diese konnte ebenfalls als Folge der Versteifung der Wirbelsäule durch die Bandage und einer resultierenden reduzierten Rumpfbewegung mit verminderter rotatorischer Komponente beim Gehen erklärt werden. Insbesondere in übermäßigen (engl.: *excessive*) axialen Rotationsbewegungen wird häufig eine Mitursache an der Entstehung von LBP gesehen (Van Poppel et al. 2000, Marras et al. 1993, Barron und Feuerstein 1991), sodass die hier beobachtete Auswirkung der Bandage als positiv zu bewerten war. Einschränkend muss allerdings bemerkt werden, dass in der vorliegenden Studie keine Bewegungsanalyse durchgeführt wurde und sich diese Aussage auf die Anmerkungen der Probanden, sowie die subjektive Beurteilung der Verfasserin stützt. Aufgrund der maximalen Tragezeit der Bandage von drei Stunden konnten keine Aussagen über eine Dekonditionierung der Bauchmuskulatur bei längerer Tragedauer getroffen werden. Die Rückenmuskulatur reagierte auf die Bandage mit einem Anstieg der mittleren Amplitudenhöhen und mit ebenfalls einer Zunahme der Phasizität. Trotz einer erhöhten Muskelaktivierung konnte die Durchblutung der Muskulatur potentiell verbessert und somit die Nährstoffversorgung und damit auch die Leistungsfähigkeit gesteigert (Snell und Mitchell 1984), sowie ein erster Schritt aus dem *circulus vitiosus* durch mangelnden Abtransport schmerzauslösender Substanzen ermöglicht werden (Lewis 1920, Fenn 1940, Barcroft und Millen 1939, Roland 1986). Auch hier ist einschränkend anzumerken, dass die Untersuchungen eine maximale Dauer von drei Stunden umfassten und ausschließlich rückengesunde Probanden untersucht wurden.

Weiterhin konnte beobachtet werden, dass die initial beobachtete Wirkung der Bandage durch die Tragedauer von drei Stunden teilweise aufgehoben bzw. umgekehrt wurde. Dies war in mehreren Fällen als signifikanter Effekt nachweisbar. Folgestudien könnten sich daher näher mit der zu empfehlenden Tragedauer beschäftigen, um somit konkrete Schlüsse hinsichtlich eines therapeutischen Effektes der Bandage zu ziehen.

7. Literaturverzeichnis

- Alaranta H, Hurri H. 1988. Compliance and subjective relief by corset treatment in chronic low back pain. *Scand J Rehabil Med*, 20:133-136.
- Aleksiev A. 2014. Ten-year follow-up of strengthening versus flexibility exercises with or without abdominal bracing in recurrent low back pain. *Spine*, 39 (13):997-1003.
- Anders C. 1999. Surface EMG. In: Mital A, Ayoub M, Kumar S, Wang MJ, Landau K, Hrsg. *Industrial and Occupational Ergonomics: Users' Encyclopedia*. Cincinnati: International Journal of Industrial Engineering - Theory, Applications and Practice.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*, 105 (4):585-594.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2):245-252.
- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. 1996. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 64 (2):231-240.
- Ashmen K, Buz Swanik C, Lephart S. 1996. Strength and flexibility characteristics of athletes with chronic low-back pain. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5:275-286.
- Barcroft H, Millen J. 1939. The blood flow through muscle during sustained contraction. *J Physiol*, 97:17-31.
- Barker K, Shamley D, Jackson D. 2004. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine* 29:515-519.
- Barron B, Feuerstein M. 1991. Industrial back belts and low back pain: Mechanisms and outcomes. *J Occup Rehabil*, 4:125-139.
- Basmajian JV, de Luca CJ. 1985. *Muscles alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Beckers D, Deckers J. 1997. *Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis*. Berlin: Springer.

- Benjamini Y, Hochberg Y. 1995. Controlling the false discovery rate: a practical powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal Statistical Society*, 57:289-300.
- Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. 1957. Volume conduction of the spike of the motor unit potential investigated with a new type of multielectrode. *Acta Physiol Scand* 38:331-354.
- Calmels P, Fayolle-Minon I. 1996. An update on orthotic devices for the lumbar spine based on a review of the literature. *Rev Rhum Engl Ed*, 63:285-291.
- Cassisi J, Robinson M, O'Conner P, MacMillan M. 1993. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine*, 18 (2):245-251.
- Cho SH, Park JM, Kwon OY. 2004. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (2):145-152.
- Cholewicki J. 2004. The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: What changes in EMG can be expected? *Journal of Orthopaedic Research*, 22:1150-1155.
- Cholewicki J, Juluru K, McGill SM. 1999a. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J Biomech*, 32 (1):13-17.
- Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM. 1999b. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J*, 8 (5):388-395.
- Cobb C, De Vries H, Urban R, Leukens C, Bagg R. 1975. Electrical activity in muscle pain. *Am J Phys Med*, 54:80-87.
- Cromwell R, Aadland-Monahan T, Nelson A, Stem-Sylvestre S, Seder B. 2001. Sagittal plane analysis of head, neck and trunk kinematics and electromyographic activity during locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31:255-262.
- Danneels L, Vanderstraeten G, Cambier D, Witvrouw E, De Cuyper H. 2000. CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J*, 9:266-272.
- de Luca C 2014. 23.08. Surface electromyography: detection and recording https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: C.L.U.T.
- De Vries H. 1968. EMG fatigue curves in postural muscles. A possible etiology for idiopathic low back pain. *Am J Phys Med*, 47 (4):175-181.
- Dietz V. 1985. *Neurophysiologische Grundlagen des Kraftverhaltens. Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings.* Schorndorf Hoffmann Verlag, 16-33.

- Drake JD, Callaghan JP. 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (2):175-187.
- Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Steinke T, Reimer G. 1976. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Arch Phys Med Rehabil*, 57 (9):415-420.
- Eisinger D, Kumar R, Woodrow R. 1996. Effect of lumbar orthotics on trunk muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil*, 75 (3):194-197.
- Ekman M, Johnell O, Lidgren L. 2005. The economic cost of low back pain in Sweden in 2001. *Acta Orthop* 76:275-284.
- Fenn W. 1940. The role of potassium in physiological processes. *Physiol Rev*, 20 (377-415).
- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. Einführung in die Elektromyographie. Balingen: Spitta.
- Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. 1992. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern*, 67 (2):143-153.
- Gesch G. 1998. Computergestützte Auswertung der Oberflächen-Elektromyogramme von acht verschiedenen Augenmuskeln mit Hilfe ausgewählter Parameter. Marburg: Tectum Verlag.
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes. 2003. Rückenschmerzen.
- Ghamkhar L, Kahlaee A. 2015. Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: A systematic review. *PM&R, PM R*. 2015 Jan 26. pii: S1934-1482(15)00045-3. doi: 10.1016/j.pmrj.2015.01.013. [Epub ahead of print] Review.
- Göbel H. 2001. Epidemiologie und Kosten chronischer Schmerzen. Spezifische und unspezifische Rückenschmerzen. *Schmerz*, 15 (2):92-98.
- Haggmark T, Thorstensson A. 1979. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand*, 107 (4):319-325.
- Häkkinen K, Komi PV, Alen M. 1985. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta physiol scand*, 10:587-600.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5):361-374.

- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hodges P, Cholewicki J, Van Dieen J. 2013. Spinal control: The rehabilitation of back pain: State of the art and science.
- Hodges PW, Richardson CA. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80 (9):1005-1012.
- Ivancic PC, Cholewicki J, Radebold A. 2002. Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. *Ergonomics*, 45 (7):501-513.
- Jellema P, Bierma-Zeinstra S, Van Poppel M. 2002. Feasibility of lumbar supports for home care workers with low back pain. *Occup Med (Lond)*, 52:317-323.
- Jellema P, Van Tulder MW, Van Poppel MN, Nachemson AL, Bouter LM. 2001. Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Back Review Group. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (4):377-386.
- Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. 1998. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil*, 77 (1):2-7.
- Klein PS, P. 2004. Biomechanik der menschlichen Gelenke; Grundlagen, Becken, untere Extremität. München: Urban & Fischer Verlag, Elsevier GmbH.
- Klinke R. 2010. Physiologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesiologicalische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Kramme R. 2011. Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- Kukowski B. 2001. Klinische Elektromyographie – Kompendium der neurophysiologischen Diagnostik von Nerv- und Muskelerkrankungen. Stuttgart Berlin Köln: Kohlhammer.
- Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. 2006. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture*, 23 (2):230-239.
- Lee Y, Chen C. 1999. Lumbar vertebral angles and back muscle loading with belts. *Ind Health*, 37 (4):390-397.
- Lehman GJ, McGill SM. 1999. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther*, 22 (7):444-446.

- Lewis T. 1920. Pain. New York.
- Lüllmann-Rauch R. 2009. Histologie. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Luttmann A. 1996. Detection of muscle fatigue with electromyography. *Wien Med Wochenschr*, 146 (13-14):374-376.
- Magnusson M, Pope M, Hansson T. 1996. Does a back support have a positive biomechanical effect? *Appl Ergon*, 27:201-205.
- Maniadakis N, Gray A. 2000. The economic burden of back pain in the UK. *Pain*, 84 (1):95-103.
- Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Rajulu SL, Allread WG, Fathallah FA, Ferguson SA. 1993. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*, 18 (5):617-628.
- Marshall P, Murphy B. 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (5):477-489.
- McFadden KD, Bagnall KM, Mahon M, Ford D. 1984. Histochemical fiber composition of lumbar back muscles in the rabbit. *Acta Anatomica*, 120 (3):146-150.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.
- McGill S. 1998. Update on the use back belts in industry: more data same conclusion. WS Marras: CRC Press.
- McGill S, Seguin J, Bennett G. 1994. Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. Effect of belt wearing and breath holding. *Spine*, 19:696-704.
- McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. 1990. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33 (2):147-160.
- Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. 1993. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 66 (3):254-262.
- Miyamoto K, Iinuma N, Maeda M, Wada E, Shimizu K. 1999. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clin Biomech Bristol, Avon*, 14 (2):79-87.
- Mooney V, Robertson J. 1976. The facet syndrome. *Clin Orthop*, 115:149-156.
- Mörl F, Anders C, Graßme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals Aalborg: Omnipress.

- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. 1998. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 38 (1):51-58.
- Panjabi MM. 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5 (4):383-389.
- Panjabi MM. 1996. Low back pain and spinal instability. Rosemont: Weinstein JN, Gordon SL.
- Panjabi MM. 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4):371-379.
- Pedersen H, Blunck C, Gardner E. 1956. The anatomy of lumbosacral posterior rami and meningeal branches of spinal nerves (sinu-vertebral nerves). *J Bone Joint Surg*, 38A:377-391.
- Pfingsten M, Leibing E, Franz C, Bansemer D, Busch O, Hildebrandt J. 1997. Erfassung der "fear-avoidance-beliefs" bei Patienten mit Rückenschmerzen. *Schmerz*, 11:387-395.
- Preece AW, Wimalaratna HS, Green JL, Churchill E, Morgan HM. 1994. Non-invasive quantitative EMG. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 34 (2):81-86.
- Radegran G. 1997. Ultrasound Doppler estimates of femoral artery blood flow during dynamic knee extensor exercise in humans. *J Appl Physiol*, 83:1383-1388.
- Raspe H. 2012. Gesundheitsberichterstattung des Bundes: Rückenschmerzen. Berlin: Robert Koch-Institut.
- Reddell C, Congleton J, Huntchingson R, Montgomery J. 1992. An evaluation of a weight lifting belt and back injury prevention training class for airline baggage handlers. *Appl Ergonom*, 23:319-329.
- Ritzwoller D, Crounse L, Shetterly S, Rublee D. 2006. The association of comorbidities, utilization and costs for patients identified with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disord*, 7:72.
- Robert-Koch-Institut. 2006. Gesundheit in Deutschland Berlin: Robert Koch Institut (RKI).
- Robert-Koch-Institut. 2012. Gesundheitsberichterstattung des Bundes Berlin: Robert Koch-Institut.
- Roland M. 1986. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin Biomech*, 1:102-109.
- Rostami M, Noormohammadpour P, Sadeghian A, Mansournia M, Kordi R. 2014. The effect of lumbar support on the ultrasound measurements of trunk muscles: a single-blinded randomized controlled trial. *PM&R*, 6 (4):302-308.

- Saunders S, Schache A, Rath D, Hodges P. 2005. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (8):784-793.
- Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K. 1995. *Anatomie*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- Schilling N. 2005. Characteristics of paravertebral muscles-fibre type distribution pattern in the pika, *Ochotona rufescens* (Mammalia : Lagomorpha). *Journal of Zoological Systematics and Evolutionary Research*, 43 (1):38-48.
- Schmidt C. 2005. What do we know about the symptoms of back pain? Epidemiological results on prevalence, incidence, progression and risk factors. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 143 (3):292-298.
- Schmidt C, Raspe H, Pfingsten M, Hasenbring M, Basler H, Eich W, Kohlmann T. 2007. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (18):2005-2011.
- Schmidt RF, Thews G. 2007. *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. 2005. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics*, 20 (5):465-473.
- Sjogaard G, Savard G, Juel C. 1988. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol* 57:327-335.
- Snell P, Mitchell J. 1984. The role of maximal oxygen uptake in exercise performance. *Clin Chest Med*, 5:51-62.
- Soderberg GL, Knutson LM. 2000. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*, 80 (5):485-498.
- Spitzenverband GKV Stand 26.02.2015. Hilfsmittelverzeichnis
- Statistisches Bundesamt. 2010. Krankheitskosten in Mio.€ für Deutschland Statistisches Bundesamt Bonn.
- Strasser H, Steinhilber B, Anders C, Jäger M, Läubli T, Luttmann A, Rieger M, Scholle H, Schumann N, Seibt R, Kluth K. 2015. 03. Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft
- Troje NF. 2002. Decomposing biological motion: a framework for analysis and synthesis of human gait patterns. *J Vis*, 2 (5):371-387.
- Valle-Jones JC, Walsh H, O'Hara J, O'Hara H, Davey NB, Hopkin-Richards H. 1992. Controlled trial of a back support ('Lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Curr Med Res Opin*, 12 (9):604-613.

- van den Berg F. 2011. Angewandte Physiologie. Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. 2010. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? J Electromyogr Kinesiol, 20 (1):31-38.
- Van Dieen JH, Cholewicki J, Radebold A. 2003a. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. Spine, 28 (8):834-841.
- Van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. 2003b. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. J Electromyogr Kinesiol, 13 (4):333-351.
- Van Duijvenbode IC, Jellema P, Van Poppel MN, Van Tulder MW. 2008. Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. Cochrane Database Syst Rev, (2):CD001823.
- Van Poppel M, De Looze M, Koes B, Smid T, LM. B. 2000. Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. Spine, 25 (16):2103-2113.
- Verbunt J, Smeets R, Wittink H. 2010. Cause or effect? Deconditioning and chronic low back pain. Pain, 149 (3):428-430.
- Walker B. 2000. The prevalence of low back pain : a systematic review of the literature from 1966 to 1998. J Spinal Disord, 13 (3):205-217.
- Weiß C. 2013. Basiswissen Medizinische Statistik. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
- Zarghooni K, Beyer F, Siewe J, Eysel P. 2013. The orthotic treatment of acute and chronic disease of cervical and lumbar spine. Dtsch Arztebl Int, 110 (44):737-742.

8. Anhang

8.1 Untersuchungsprotokoll

Die Datenerhebung für diese Arbeit erfolgte gemeinsam mit Messung im CTT Centaur, einem computergestützten Test- und Trainingsgerätesystem der BfMC GmbH.

Protokoll Lumbotrain - Bauerfeind

Name: _____ interner Code: ____

geb: _____ U-Datum: _____

Orthesenspezifikation _____

Messung mit ToM, AD 2048/s, gain 1000 (Verstärker-Drehschalter MUSS auf I stehen):

Muskel/Kanalbelegung (logisch)	Lokalisation
Rectus abdominis: li: 1(1), re: 9(8)	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li: 2(2), re: 10(9)	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li: 3(3), re: 11(10)	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus: li: 4(4), re: 12(11)	medial Linie SIPS-L1/L2 Zwischenraum, nach cranial, Beginn: Höhe L5
Er. spin. (iliocostalis) li: 5(5), re: 13(12)	1cm medial von Linie SIPS – unterster Punkt unterste Rippe, Höhe L2
Er. spin. (longissimus) li: 6(6), re: 14(13)	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach cranial
EKG: 7(15)	über Herzachse, mit Erde!!
Drucksensor: li: 8(7), re: 16(14)	Mit Pflaster unter Schuhsohle im Fersenbereich kleben
Lage Centaur	Direkt in ToM (Kippung: K3, Rotation: K4)
Kippung: 17(16), Rotation: 18(17)	

Körpergröße: _____ cm Leibesumfang: _____ cm
Probandenangabe auf 1 cm genau Höhe Nabel auf 1 cm genau

Körpergewicht: _____ kg
Digitalwaage auf 1 kg genau

Schmerzen am Skelettsystem: _____

sportliche Aktivitäten: _____

Händigkeit: _____

Foto !

Tests ohne Orthese

1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 0° (Vorkippung):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: -90° (Seitkipfung nach rechts):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 180° (Rückkipfung):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Dynamik: 10°/s Kippgeschwindigkeit, Endposition 3 Sekunden halten

M1: Beginn Kippung, M2: Ende Kippung

M3: Beginn Aufrichtung, M4: Ende Aufrichtung

Vorkippung (0-90°)

c _ _ _ _ _ . mes

Seitkipfung nach links (0-90°)

c _ _ _ _ _ . mes

Seitkipfung nach rechts (0-90°)

c _ _ _ _ _ . mes

Rückkipfung (0-90°)

c _ _ _ _ _ . mes

Tests mit Orthese

1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 0° (Vorkippung):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: -90° (Seitkippung nach rechts):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 180° (Rückkippung):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Tests mit Orthese – nach ca. 3h

1. Laufband

Messzeit für **Referenzen** immer ca. 20 s, auf Laufband

Für die Gehgeschwindigkeiten mindestens 30 Schritte zählen. Reihenfolge randomisiert.

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

_____ km/h c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 4: Stehen in Ruhe, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

2. Centaur

Referenz 4: Stehen im Gerät, Arme normal c _ _ _ _ _ . mes

Referenz 5: Stehen im Gerät, Arme verschränkt c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 0° (Vorkippung):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 90° (Seitkippung nach links):

Kippung 15° (25% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG) c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: -90° (Seitkippung nach rechts):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Drehwinkel: 180° (Rückkippung):

Kippung 15° (25% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 30° (50% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 49° (75% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

Kippung 90° (100% OKG)

c _ _ _ _ _ . mes

8.2 Probandenaufklärung

Evaluation der Auswirkung des Tragens von Rumpfbandagen

Lieber Untersuchungsteilnehmer,

Rumpfbandagen werden oft für die Therapie von Rückenschmerzen eingesetzt, jedoch gibt es bis dato keine systematischen Untersuchungen über deren Wirkungsweise auf die Rumpfmuskulatur.

Wir möchten deswegen untersuchen, ob sich für Alltagsbelastungen (Gehen) oder auch für graduell unterschiedliche statische Oberkörperbelastungen typische Wirkungen nachweisen lassen. Dafür sollen Sie mit unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten auf dem Laufband gehen und in einem Ganzkörperkippergerät verschiedenen Neigungswinkeln ausgesetzt werden, während Sie den Oberkörper gerade halten.

Dabei messen wir die elektrische Aktivität Ihrer Rumpfmuskulatur an der Körperoberfläche (Oberflächen-EMG).

Für die EMG-Messung werden Ihnen Messsensoren auf der Haut befestigt. Es muss also während der Messung Kleidung getragen werden, die den Rumpf freilässt. Zudem müssen stark behaarte Hautareale vor der Messung rasiert werden. Es werden jedoch keinerlei invasive, das heißt die Haut verletzende Methoden eingesetzt. Die Messungen erfolgen alle in aufrechter Körperhaltung. Falls dabei Beschwerden auftreten sollten wird die Untersuchung sofort abgebrochen.

Diese Messungen erfolgen zunächst ohne die Bandage, dann mit der Bandage, sowie nach einer Dauer von ca. 3 Stunden erneut mit der Bandage. Alle Messungen erfolgen an einem Tag und werden voraussichtlich ca. 90 Minuten für den ersten Termin und ca. 45 Minuten für den Wiederholungstermin dauern.

In der Pause zwischen den Messungen sollen Sie die Bandage weiter tragen.

Sie können ohne Angabe von Gründen zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen ganz abbrechen. Bei Teilnahmeabbruch entstehen Ihnen keinerlei Nachteile.

Verpflichtungen entstehen für Sie durch die Teilnahme an der Studie nicht.

Datenschutz:

Die Untersuchungsdaten werden pseudonymisiert erfasst und ausgewertet. Sie sind nur im Ausnahmefall (Aufdecken schwerwiegender Befunde in der Auswertung) ausschließlich durch den Studienleiter Ihrer Person zuzuordnen.

Wir danken Ihnen für Ihre Bereitschaft zur Teilnahme an der geplanten Untersuchung.

8.3 Einverständniserklärung

Einverständniserklärung

Hiermit erkläre ich, der/die Unterzeichnende mich bereit, an der Studie

Evaluation der Auswirkung des Tragens von Rumpfbandagen

teilzunehmen.

Ich habe die Probandeninformation gelesen und verstanden.

Ich kann ohne Angabe von Gründen zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen ganz abbrechen. Bei Teilnahmeabbruch entstehen mir keinerlei Nachteile.

Verpflichtungen entstehen für mich durch die Teilnahme an der Studie nicht.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität befürwortet.

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der klinischen Prüfung erfolgenden Aufzeichnung von Krankheitsdaten/Studiendaten und ihrer anonymisierten Weitergabe einverstanden bin.

Ort:

Datum:

Name, Vorname:

Unterschrift:

PD Dr. Ch. Anders

verantwortl. Studienleiter

8.4 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Christoph Anders für die herausragende Betreuung und Beratung. Seine Unterstützung war mir stets eine große und wertvolle Hilfe, für die ich Ihm sehr dankbar bin.

Ebenso danke ich Agnes Hübner und Philipp Schenk vom Fachbereich Motorik für die geduldige Einarbeitung und viele anregende Diskussionen. Desweiteren danke ich Frau Elke Mey für ihre Hilfe bei der Datenerhebung.

8.5 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Person bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt hat: PD Dr. Christoph Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 10.08.2017

Friederike Niemeyer